

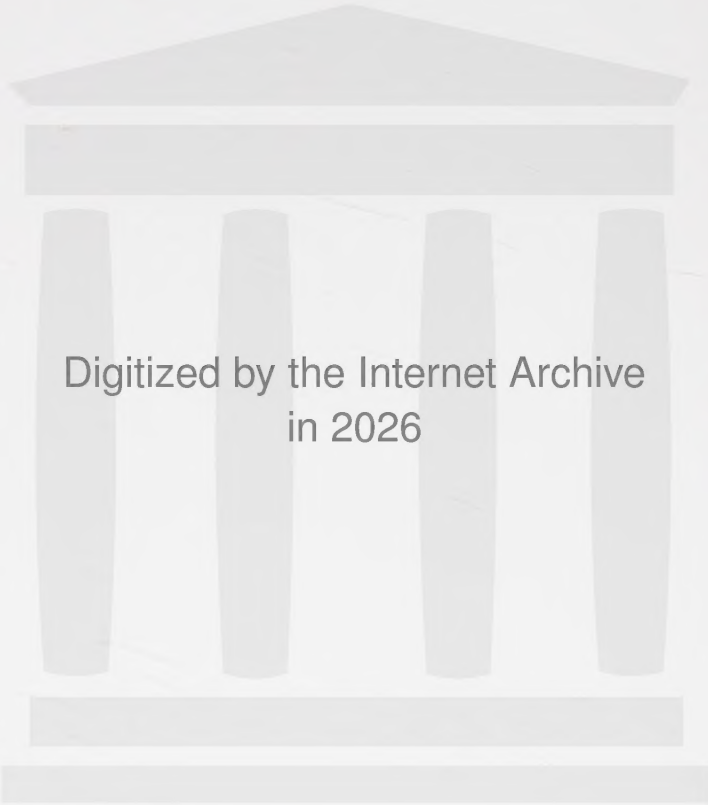
Aus der Sportphysiologischen Abteilung (Ehem. Leiter:
Prof. Dr. H.R. Vogel) des Fachbereiches Leibeserziehung
der Johannes Gutenberg-Universität Mainz
und der Arbeitsgruppe Anthropotechnik (Leiter: Prof.
Dr. H. Dupuis) des Max-Planck-Institutes für Landarbeit
und Landtechnik (Direktor: Prof. Dr. G. Preuschen)
Bad Kreuznach

Elektromyographische Untersuchungen
am sitzenden Menschen während Belastung durch
horizontale Sinusschwingungen

Inauguraldissertation
zur Erlangung der Doktorwürde der Medizin
der Johannes Gutenberg-Universität
Mainz

den Medizinischen Fachbereichen
vorgelegt von
Ulrich Weiner
aus St. Wendel

Mainz 1973



Digitized by the Internet Archive
in 2026

https://archive.org/details/IA41554426_0110

Aus der Sportphysiologischen Abteilung (Ehem. Leiter:
Prof. Dr. H.R. Vogel) des Fachbereiches Leibeserziehung
der Johannes Gutenberg-Universität Mainz
und der Arbeitsgruppe Anthropotechnik (Leiter: Prof.
Dr. H. Dupuis) des Max-Planck-Institutes für Landarbeit
und Landtechnik (Direktor: Prof. Dr. G. Preuschen)
Bad Kreuznach

Elektromyographische Untersuchungen
am sitzenden Menschen während Belastung durch
horizontale Sinusschwingungen

Inauguraldissertation
zur Erlangung der Doktorwürde der Medizin
der Johannes Gutenberg-Universität
Mainz

den Medizinischen Fachbereichen
vorgelegt von
Ulrich Weiner
aus St. Wendel

Mainz 1973

Fachbereichsdekan: Prof. Dr. K.H. Bäßler

Referent: Prof. Dr. O. Harth

Korreferent: Prof. Dr. F. Brussatis



Veröffentlicht als Heft A-73/ 1 in der Schriftenreihe:

"Arbeiten aus dem Max-Planck-Institut für Landarbeit
und Landtechnik Bad Kreuznach"

Vertrieb: Max-Planck-Institut für Landarbeit und Landtechnik,
D-655 Bad Kreuznach, Am Kauzenberg

Druck: Offsetdruck und Reproanstalt Dietz, D-655 Bad Kreuznach

Alle Rechte, auch die der Übersetzung und des Nachdruckes,
sowie jede Art der fotomechanischen Wiedergabe,
auch auszugsweise, vorbehalten.

© by Max-Planck-Institut für Landarbeit und Landtechnik
Bad Kreuznach 1973

Inhaltsverzeichnis

I. Einleitung	5
A. Die Beanspruchung des Menschen durch mechanische Schwingungen	5
B. Bisher untersuchte physiologische Parameter bei Schwingungseinwirkung	7
C. Aufgabenstellung	8
II. Physiologische Grundlagen und bisherige Erkenntnisse der Elektromyographie	9
A. Entstehung des elektrischen Potentials	9
B. Möglichkeiten der Ableitung elektrischer Aktionsströme des Muskels	12
1. Verfahren mit Nadelelektroden	12
2. Verfahren mit Oberflächen Elektroden	13
C. Charakteristik der elektromyographischen Potentiale	15
III. Methodischer Teil	18
A. Prinzip der Meßanordnung	18
B. Aufbau der Versuchsanordnung	18
1. Schwingungserzeugendes System	18
2. Registriersystem	19
a. Elektroden	19
b. Verstärker	19
c. Registriergerät	20
d. Einrichtung zur vergleichenden Messung bei statischer Arbeit	20
e. Frequenzanalyse	21
C. Durchführung der Versuche	22
1. Versuchspersonen	22
2. Aufkleben der Elektroden	23
3. Schwingungsprogramm	25
4. Beschreibung des Versuchsablaufes eines Tages	26
D. Auswertung der Versuchsergebnisse	27
IV. Ergebnisse	29
A. Schwingungsexposition (dynamische Belastung)	29
1. Einzelergebnisse	29
2. Ergebnis der Varianzanalyse	33
3. Ergebnisse der Frequenzanalysen	34
4. Weitere Ergebnisse	34

B. Kraftausübung (statische Belastung)	36
1. Einzelergebnisse	36
2. Grober Vergleich der EMG-Amplitude bei statischer und dynamischer Belastung	36
3. Ergebnis der vorkommenden Frequenzen	42
V. Diskussion	43
A. Diskussion der Methode	43
1. Elektroden	43
2. Vorkommende Frequenzen	44
3. Verstärker	45
4. Auswerteverfahren	45
5. Belastung der Versuchspersonen mit Gewichten	46
B. Diskussion der Ergebnisse	47
VI. Zusammenfassung	54
VII. Abbildungen	55
VIII. Literaturverzeichnis	70

I. EINLEITUNG

A. DIE BEANSPRUCHUNG DES MENSCHEN DURCH MECHANISCHE SCHWINGUNGEN

Der Mensch ist den verschiedenartigsten Umwelteinflüssen ausgesetzt. Mit mannigfachen Abwehr- und Regelmechanismen kann er sich auf diese einstellen und ihnen begegnen. Das geschieht beim motorischen System durch eine besonders ausgeprägte Reflexfähigkeit.

Die von außen an den Menschen herangetragenen Reize werden an peripher gelegenen Rezeptoren in Nervenimpulse umgesetzt. Diese gelangen als bestimmte Erregungsmuster über afferente Fasern sensibler Neurone über das Hinterhorn zum Rückenmark. Von hier erfolgt entweder über eine Synapse (Eigenreflex) - oder durch Einschaltung mehrerer Synapsen (Fremdreflex) - dadurch Fortleitung zu höheren Zentren (Medulla oblongata, Mittel-, Zwischen-, Großhirn bis zur Großhirnrinde) - die Umschaltung auf die efferenten motorischen Nervenfasern. Diese verlassen das Rückenmark über das Vorderhorn und ziehen zum Effektor. Beim motorischen System beispielsweise sind dies die motorischen Endplatten der betroffenen quergestreiften Muskeln.

Es existieren beim Menschen Rezeptoren für Druck, Zug, Warm- und Kälteempfindung, Geschmack, Geruch und Licht. Sinnesorgane wie Gehör, Sehorgan und Gleichgewichtsorgan geben dem Menschen eine gewisse Sicherheit, sich in seiner Umwelt zu orientieren und sich richtig zu bewegen.

In der heute technisierten Umwelt gewinnen mechanische Schwingungen immer mehr an Bedeutung. Beim Menschen ist kein spezifischer Rezeptor vorhanden, der die Einwirkungen von Schwingungen aufnimmt, transformiert und den Reiz in ein Erregungsmuster umwandelt. Von einer Anzahl von Tierspezies ist bekannt

daß sie einen derartigen Erschütterungssinn besitzen (Locusta, Decticus, Spinnen), der bei diesen Tieren sogar höher entwickelt ist als ihr Gehör (KEIDEL, 1956).

Die Vermittlung der Schwingungsempfindung beim Menschen geschieht durch Zuhilfenahme aller vorhandener Mechanorezeptoren. Darunter versteht man:

die Mechanorezeptoren der Haut (Meißnersche- und Merkelsche Körperchen), die auf äußere Druckänderungen ansprechen, sei es nun auf einen statischen Druck oder einen Wecheldruck beliebiger Zeitform, wie er bei Schwingungen auftritt,

die Mechanorezeptoren von Muskel und Sehne (Muskel- und Sehnenspindeln), die die Dehnungs- und Spannungsänderung des Muskels anzeigen, schließlich

den Vestibularapparat, der die Orientierung im Raum ermöglicht. (Rotatorische Beschleunigungen des Kopfes oder des Gesamtkörpers erregen durch das Vorbeiströmen der Endolymphe der Bogengänge die Sinneszellen der Cupula, geradlinige Beschleunigungen die Maculae staticae.)

Bei der Einwirkung von periodischen Schwingungen, z.B. Sinusschwingungen, auf die sich der menschliche Körper recht gut einstellen kann, werden bestimmte Verhaltensmuster gebildet. Im Gegensatz zu stochastischen (regellosen) Schwingungen kann es bei periodischen Schwingungen im Sinne einer Programmierung zur Ausbildung von Reflexen kommen, so daß der Körper sinnvoll auf die Einwirkung der erregenden Schwingungen antwortet. Durch Erfahrungen lassen sich bestimmte Schwingungen einprägen, wie sie z.B. auf einen Reiter einwirken, der deshalb zweckmäßig reagieren kann (DUPUIS, 1969).

B. BISHER UNTERSUCHTE PHYSIOLOGISCHE PARAMETER BEI SCHWINGUNGSEINWIRKUNG

Die vielfältigen Untersuchungen über die Beanspruchung des Menschen durch mechanische Schwingungen wurden von DUPUIS (1969) zusammengestellt und experimentell unter vielen Gesichtspunkten vertieft. Das bezieht sich auf Messungen des mechanischen Schwingungsverhaltens des Kopfes und des Bereiches von Schulter und Nacken (äußerlich), des Magens und der Halswirbel (röntgenkinematographisch).

Weiter wurde das mechanische Schwingungsverhalten der Lendenwirbel studiert. Dafür pflanzte man in deren Dornfortsätze 15 mm tief Bohrdrähte ein, die 10 cm über die Hautoberfläche hinausragten. So konnte man die Relativbewegungen der einzelnen Wirbelkörper gegeneinander verdeutlichen. Ferner wurden Änderungen von Energieverbrauch, Atemvolumen, Pulsfrequenz, weiter Magenentleerung und Magensaftsekretion, Flimmerverschmelzungsfrequenz und psychomotorische Leistung untersucht.

Um die in diesen Versuchen gewonnenen Ergebnisse über die Beanspruchung des Menschen durch mechanische Schwingungen weiter klären zu können, bietet sich auch die Elektromyographie als ein Kriterium an; denn der Mensch muß bei Schwingungseinwirkung zur Aufrechterhaltung des Gleichgewichtes und zur Erzielung einer relativen Erträglichkeit mit Muskeltätigkeit reagieren.

Von diesem Kriterium wurde bisher bei mechanischen Schwingungen nur zögernd Gebrauch gemacht. Diese Arbeit will sich damit auseinandersetzen.

C. AUFGABENSTELLUNG

Es liegen zahlreiche Untersuchungsergebnisse über das Verhalten von Menschen vor, die der Einwirkung vertikaler Schwingungen unterworfen waren. Weitgehend unbekannt ist dagegen der Einfluß horizontaler Schwingungen auf den liegenden oder sitzenden Menschen. Hierbei greifen die Schwingbewegungen und Kräfte senkrecht zur Schwerelinie an, während sie im Fall vertikaler Schwingungen in Richtung der Schwerkraft wirken. Um den angreifenden Kräften begegnen zu können und den Körper in einer bestimmten Haltung zu fixieren (Gleichgewicht), bedarf es der Arbeit der Muskeln, die neben dem die Wirbelsäule umgebenden Bandapparat die Wirbelsäule stabilisieren.

In welchem Umfang die betreffenden Muskeln eingesetzt werden, ist abhängig von der Art der auf den Körper einwirkenden Schwingungen, d.h. je mehr die Schwingung den Menschen belastet, um so höher wird die elektrische Aktivität (EA) der Muskeln sein. Deshalb müßte es also möglich sein, die Muskelaktivität als ein relatives Maß für die Schwingungsbeanspruchung des Menschen anzusehen.

In dieser Arbeit soll festgestellt werden, ob und in welchem Umfange das Elektromyogramm als Kriterium für die Beanspruchung des sitzenden Menschen durch horizontale Schwingungen betrachtet werden kann.

Die Schwingungen sollen auf den Frequenzbereich von 1,5 bis 4,0 Hz beschränkt werden, weil allein in diesem Bereich ein Maximum an physiologischen Reaktionen erwartet werden kann. Das gilt sowohl für die bereits untersuchten Lungenfunktionsparameter (Atemzeitvolumen und O_2 -Verbrauch) als auch für das Auftreten kritischer horizontaler Eigenschwingungen (DIECKMANN, 1958).

Auch die Leistung von Versuchspersonen, einen vorgegebenen Gaspedaldruck während der verschiedenen Schwingungen zu

halten, ist bei der Frequenz von 3,5 Hz am schlechtesten (HORNICK et al., 1961).

Diese Ergebnisse lassen auch für die elektromyographischen Messungen im genannten Frequenzbereich besonders hohe Muskelaktivitäten erwarten.

II. P H Y S I O L O G I S C H E G R U N D L A G E N U N D B I S H E R I G E E R K E N N T N I S S E D E R E L E K T R O M Y O G R A P H I E

A. ENTSTEHUNG DES ELEKTRISCHEN POTENTIALS

Wie in der Herzdiagnostik das Elektrokardiogramm (EKG) über die bioelektrischen Potentiale des Herzens, das Elektroencephalogramm (EEG) über die bioelektrische Hirnrindentätigkeit unterrichtet, so gibt die Elektromyographie durch die Aufzeichnung des zeitabhängigen Elektromyogrammes Aufschluß über die Potentiale und deren Schwankungen, die im Muskel entstehen.

Im Elektromyogramm (EMG) werden alle diejenigen Potentiale registriert, die an der Muskelfaser, sei es in Ruhe oder während ihrer Kontraktion, entstehen und durch Elektroden abgeleitet werden.

Die erhaltenen Potentialschwankungen stellen die Folge von Entladungen der motorischen Einheiten dar, die noch näher erläutert werden. Die Größe der Potentialschwankungen hängt dabei von der Anzahl der sich jeweils entladenden motorischen Einheiten ab.

Unter einer motorischen Einheit versteht man eine Gruppe von Muskelfasern, die von ein und derselben Nervenfasern, die aus einer Vorderhornanglienzelle und dem Axon besteht, innerviert werden. Das Verhältnis zwischen Nervenfasern und Anzahl

der Muskelfasern kann beträchtlich schwanken. So findet sich bei den Augenmuskeln ein Innervationsverhältnis von 1 : 5 bis 1 : 7 (ESSLEM u. PAPST, 1961), während bei den Skelettmuskeln ein solches von 1 : 1000 angetroffen werden kann. Für den M. gastrocnemius wird sogar ein Innervationsverhältnis von 1 : 1600 angegeben (LUDIN, 1969).

Die feinere Abstufung der Augenbewegungen ist nur möglich durch das kleinere Innervationsverhältnis von 1 : 5 der Augenmuskeln, wohingegen für die verhältnismäßig grobe Bewegung, die der Skelettmuskel auszuführen hat, eine so feine Differenzierung nicht nötig ist.

Wie Untersuchungen an Muskeln verschiedenen Muskelquerschnitts nachweisen, hat die motorische Einheit eine Ausdehnung von 4 - 10 mm (Durchschnitt 5 mm) (BUCHTHAL, 1958).

Die motorischen Einheiten überlappen sich so, daß 2 - 3 motorische Einheiten an jedem Primärfaszikel eines Muskels teilhaben. Das ermöglicht, daß eine Muskelfaser trotz eines Ausfalles einer motorischen Einheit kontrahiert werden kann. Das Axon der Nervenfasern ist mit einer Myelinscheide umgeben. Zur Peripherie hin verzweigt es sich und endet in der sogenannten motorischen Endplatte, die als Ort der neuromuskulären Verknüpfung angesehen wird. An dieser Stelle fehlt die Myelinscheide.

Die motorische Endplatte hat ihre Lage in der Mitte der Muskelfaser, und zwar zwischen den kontraktile Elementen des Muskels und der Nervenfaser.

Die motorische Einheit stellt den eigentlichen Effektor der Motorik dar. Ihre Tätigkeit ist zu betrachten als das Integral aller aktivierenden und hemmenden Impulse, die von höhergelegenen Gebieten des Zentralnervensystems oder über periphere Reflexbögen zusammenlaufen. - So feuern z.B.

die Muskelspindeln, die auf Dehnung reagieren, Impulse über einen afferenten Schenkel zur Synapse, die die Erregung weiterleitet über den efferenten Schenkel des Reflexbogens, um dann die Kontraktion des Muskels zu veranlassen.

Wird eine Ganglienzelle erregt, so kommt es zur Depolarisation der Zellmembran. Ein Aktionspotential tritt auf und wird entlang dem Axon zur Peripherie geleitet. Die Geschwindigkeit der Erregungsleitung (ELG) im Muskel wird mit 3,5 - 5 m/sec angegeben (BUCHTHAL, 1958).

Das Aktionspotential wird nun nicht direkt auf die Muskelfasermembran geleitet. Es erlischt an der Nervenendigung (Auerbach'sches Endköpfchen). Hier im Endköpfchen vermittelt das Aktionspotential in Anwesenheit von Ca^{++} - Ionen die Freisetzung der chemischen Übertragungssubstanz Acetylcholin, welches in kleinen Bläschen (Vesikeln) gespeichert ist.

Das Acetylcholin gelangt nun in den synaptischen Spalt der motorischen Endplatte und wirkt auf die Endplattenregion der Muskelfaser ein. Acetylcholin ist schon in sehr geringen Mengen wirksam, aber es wird auch sehr rasch wieder durch das Gewebsferment Cholinesterase zerstört. Acetylcholin wirkt im Sinne einer Depolarisation der Muskelfasermembran.

Die Bedingung für eine solche Depolarisation ist, daß es zu einer Überschreitung des Schwellenwertes kommt. Die Depolarisation geht über in eine Depolarisationswelle, wodurch eine Ladungsverschiebung längs der Muskelfasermembran bewirkt wird.

Das geschieht vor allem durch die Zunahme der Ionenpermeabilität der Muskelfasermembran und vermehrten Na^{+} - Einstrom. War vorher im unerregten Zustand die Muskelfaser außen gegenüber dem Inneren positiv geladen, so kommt es jetzt zu einer Umkehr, und das Äußere wird dem Inneren gegenüber negativ. War vorher ein Ruhepotential von +70 - +80 mV vorhanden, so kommt es durch die Veränderungen an der Membran zur Umpolarisierung, und wir erhalten außen einen negativen Betrag von

- 40 mV. Das Aktionspotential beträgt also etwa 120 mV. Am Ende dieses Vorganges steht dann eine elektromechanische Koppelung als eine Funktion der Ca^{++} - Ionen, der die Kontraktion der Muskelfaser folgt.

Durch die Kontraktion kommt es zu einer Steigerung des Muskelbinnendruckes. Dadurch werden die Blutkapillaren zusammengedrückt, sie kollabieren. Eine schlechte Blutversorgung ist die Folge. Weiter wird somit die Sauerstoffversorgung des Muskels unzureichend. Durch den mangelnden Blutfluß kommt es zu einer Anhäufung von Stoffwechselend- und Zwischenprodukten. Diese Stoffwechselendprodukte schließlich bewirken bei Nachlassen der Kontraktion (Erholungspause) eine Erweiterung der Kapillaren. Die Folge ist eine stärkere Durchströmung des Muskels mit frischem Blut. Schon bald stellen sich wieder normale Verhältnisse ein.

B. MÖGLICHKEITEN DER ABLEITUNG ELEKTRISCHER AKTIONSSTRÖME DES MUSKELS

Das Elektromyogramm erfaßt also die Potentiale und deren Schwankungen, die durch die Entladungen der motorischen Einheiten entstehen. Die Häufigkeit der Potentialschwankungen in der Zeit richtet sich dabei nach der Anzahl der von der Ableitelektrode erfaßten, sich entladenden motorischen Einheiten.

Zur Ableitung der bioelektrischen Potentiale am Muskel kann man Nadelelektroden oder Oberflächen Elektroden verwenden.

1. Verfahren mit Nadelelektroden

Es gibt verschiedene Typen von Nadelelektroden (nach BUCHTHAL):
die konzentrische Elektrode,
die bipolare Elektrode,
die unipolare Elektrode und
die Multielektrode.

Bei der konzentrischen Elektrode, die bei klinischen Untersuchungen bevorzugt wird (BUCHTHAL, 1958, STEINBRECHER, 1965), handelt es sich um eine Stahlkanüle, in die eine Platinseele isoliert eingearbeitet ist. Man mißt hier die Spannungsdifferenz der Platinseele gegenüber der Kanüle als indifferenten Elektrode.

Bei der bipolaren Elektrode sind zwei voneinander isolierte Platindrähte, deren Abstand 0,5 mm beträgt und zwischen denen die Spannungsdifferenz gemessen wird, in der Stahlkanüle von 0,65 mm Durchmesser eingebracht.

Die unipolare Elektrode ist eine isolierte Metallnadel, bei der nur an der Nadelspitze die Isolierung fehlt. Hier mißt man die Spannungsdifferenz, die zwischen der Nadelspitze und einer indifferenten Hautelektrode herrscht.

Die Multierelektrode mit einem äußeren Durchmesser von 1 mm ermöglicht 12 bis 14 verschiedene Ableitungen in einem Abstand von 2 mm in einer Kanüle. Diese Ableitungsart läßt die Ausbreitung synchroner Aktivität erkennen. Hiermit kann man auch Rückschlüsse ziehen auf die Lage der motorischen Endplatte.

Die Nadelelektrode wird rechtwinklig zum Faserverlauf des Muskels durch die mit Alkohol desinfizierte Haut eingestochen, wobei die günstigste Stelle für den Einstich der "Äquator des Muskels", der Muskelbauch, ist; denn hier ist die dichteste Ansammlung von motorischen Endplatten zu erwarten.

Bei leichter Willkürinnervation ist es möglich, bei der Ableitung mit Nadelelektroden, einzelne Potentiale zu isolieren. Auch kann man ihre Frequenzen erkennen. Der Nachteil dieser Methode ist, daß der Einstich einen leichten Schmerz verursacht, der bei empfindlichen Personen auch zu einer reflektorischen Muskelanspannung führen kann (GÖPFERT, 1963).

2. Verfahren mit Oberflächenelektroden:

Bei den Oberflächenelektroden fällt die Belästigung durch den Einstich weg. Man kennt hier plattenförmige, becherförmige und klammerartige Elektroden, ebenso auch Saugelektroden,

wie sie in der Elektrokardiographie verwendet werden. Es finden vor allem Silberelektroden (LAURIG, 1970; DRECHSLER, 1964), aber auch Zinnelektroden (BRUSSATIS, 1962) Verwendung. Die Ableitung von der Haut erfolgt bipolar. Neben den zwei Ableitelektroden ist eine geerdete Elektrode nötig. Die zwischen den Ableitelektroden auftretenden Potentialspannungen werden gemessen.

Die abgeleiteten Interferenzpotentiale können ein Maß liefern für den elektrischen Erregungszustand einer bestimmten Muskelgruppe. Es werden hier viel mehr Potentiale erfaßt, allerdings auch von schwächerem Ausmaß als bei der Ableitung mit Nadelelektroden.

Die Potentialschwankungen in der Muskelfaser liegen in der Größenordnung von Millivolt mV. Aufgrund des Übergangswiderstandes zwischen Muskelfaser und Hautoberfläche ergibt sich ein Spannungsverlust; mit Hilfe von Oberflächenlektroden, die die elektrische Spannung einer Vielzahl von Muskelfasern erfassen, lassen sich Interferenzspannungen im Bereich von etwa 20 - 600 Mikrovolt μ V messen. Zur Registrierung der Potentiale ist eine elektronische Verstärkung erforderlich. Hierbei ist zu berücksichtigen, daß durch das Rauschen der elektronischen Bauelemente die Auflösung der gemessenen Signale auf etwa 1 μ V begrenzt ist. Weitere Störungen können durch äußere elektrische Felder verursacht werden. Deshalb werden bei einfachen Verstärkern Abschirmungen nötig wie z.B. der Faraday-Käfig. Durch Differenzverstärker aber ist die Möglichkeit gegeben, solche Störungen zu unterdrücken.

Für die Ableitung mit Oberflächenlektroden ist das Ableitungsgebiet im wesentlichen auf die Muskulatur der Extremitäten beschränkt, da dort nicht die unvermeidlichen Störimpulse, die von der Herztätigkeit herrühren, wie bei der Ableitung etwa vom Rumpf, die Aufzeichnung der bioelektrischen Potentiale des Muskels verfälschen (DIRNAGEL, 1963). Will man trotzdem vom Rumpf ableiten, so muß man versuchen, das durchkommende EKG durch geeignete Vorrichtungen (Filter) zu eliminieren.

Da nur selten, wie etwa bei den neurologischen Fragestellungen, das Verhalten des Potentials nur einer motorischen Einheit interessiert, sondern man eher über die jeweilige Aktivität einer Muskelgruppe eine Aussage machen will, so sind die Oberflächen Elektroden den Nadelelektroden vorzuziehen (v. EIFF, 1962).

C. CHARAKTERISTIK DER ELEKTROMYOGRAPHISCHEN POTENTIALE:

Wenn bei völliger Entspannung in Ruhe abgeleitet wird, läßt sich im Muskel keine nennenswerte Aktivität nachweisen. Treten eventuell in Ruhe Potentialschwankungen mit einer sehr kleinen Amplitude auf, so sind diese auf den Ruhetonus der Muskulatur zurückzuführen (LAURIG, 1967). Diese kleinen Aktionspotentiale wurden auch als "Restaktivität" bezeichnet (GOEPFERT, 1963). Mit Beginn einer Anspannung des Muskels werden die ersten motorischen Einheiten aktiv und entladen sich. Man kann bei leichter Kontraktion noch Aktionspotentiale einzelner motorischer Einheiten unterscheiden. Bei weiterer Kontraktion werden die Aktionspotentiale vieler motorischer Einheiten festgehalten. Hier ist es nicht möglich, die Potentiale einzelner motorischer Einheiten weiter zu verfolgen, da es zu einer Überlagerung der vielen Aktionspotentiale kommt und man das Bild des Interferenzmusters erhält. Es ist noch ein drittes Aktionspotentialmuster, das "gemischte Muster" bekannt (BUCHTHAL, 1958). An diesem Typ lassen sich noch Potentiale motorischer Einheiten differenzieren, und zwar hauptsächlich solche, die der Ableitelektrode am nächsten liegen. Das gemischte Muster stellt den Übergangstyp zwischen dem Einzeloscillationstyp und dem Interferenztyp dar. Die Einzeloscillation läßt eine Grundlinie und Einzelpotentiale erkennen. Beim gemischten Potential tritt auch noch eine Grundlinie auf, während beim Interferenztyp die Grundlinie völlig ausgelöscht ist.

Der Ausfall mehrerer motorischer Einheiten führt bei Willkürinnervation zum Bilde des "Lückenmuster".

Der Ausschlag des Aktionspotentials nach oben bedeutet üblicherweise ein Negativ-werden, ein Ausschlag nach unten ein Positiv-werden.

Bei der Hautableitung gibt es an verschiedenen Muskeltypen gewisse Unterschiede (R. JUNG, 1953). So findet man bei langen, parallelfaserigen Muskeln (M. biceps brachii) einen wellenförmigen Verlauf des Elektromyogrammes, in dem niedere Frequenzen mit abgerundeten Formen in dem summierten Bild der Muskelpotentiale vorwiegen. Bei kurzen oder stark gefiederten Muskeln dagegen ist ein schärferes, mehr zackenförmiges Elektromyogramm zu erkennen, in dem höhere Frequenzen mit spitzen Formen das Obergewicht ausmachen.

Das bei der Oberflächen Elektrodenableitung entstehende Interferenzmuster wurde früher mit Hilfe des Amplitudenfrequenzproduktes ausgewertet. Das ist eine Methode, die durch das Ausmessen der Amplituden und das Auszählen der Frequenz einen großen Zeitaufwand benötigt. Heute kann man dank eines Myointegrators die Muskelströme integrieren (JÖRGENS, 1963). Man hat deshalb als neues Maß zur Auswertung dieses Musters das Myointegral eingeführt, welches der Gesamtheit der pro Minute gemessenen Aktionspotentiale entspricht und sich linear zum früheren Amplitudenfrequenzprodukt verhält. Die Integration gibt nach der Auswertung der Potentialschwankungen die elektrische Aktivität an. Diese EA entspricht dem quadratischen Mittelwert der Elektromyogrammamplitude für eine bestimmte, vorgegebene Zeit.

Das Myointegral wird für Messungen des Muskeltonus benötigt, aber auch bei Willkürbewegungen verwandt. Es ist vorteilhaft für bestimmte physiologische, metabolische, physikalisch-orthopädische, neurologische und psycho-physiologische Fragestellungen.

Bei statischer Arbeit nimmt die elektrische Aktivität bei konstanter Kraft über längere Haltezeiten zu. Diese Zunahme wird dadurch erklärt, daß es während der isometrischen Kontraktion zu einer Drosselung der Sauerstoffversorgung des Muskels kommt, woraufhin die Entladungsfrequenz der Muskelspindeln zunimmt, die Erregungsrückkoppelung auf die Motoneuronen erfolgt und die Erregung der motorischen Einheiten stärker wird. Die Zunahme der elektrischen Aktivität kann also als ein Maß für die Muskelermüdung bei statischer Arbeit angesehen werden (LAURIG, 1967).

Bei dynamischer Arbeit muß die Kontraktion des Muskels nicht wie bei der statischen Arbeit dauernd aufrechterhalten werden. Vielmehr wechselt bei der dynamischen Arbeit die Kontraktionsphase des Muskels ständig mit einer Erholungspause ab. In dieser Pause wird der Muskel von neuem durch das jetzt nachströmende Blut (die Blutgefäße sind nicht mehr kollabiert, da der Muskelbinnendruck nachgelassen hat) mit Sauerstoff versorgt. Gleichzeitig werden auch die Stoffwechselendprodukte abtransportiert. Der Muskel ist somit wieder bereit zur nächsten Kontraktion. So ist auch verständlich, daß die Muskelermüdung bei dynamischer Arbeit erheblich geringer ist als bei statischer Arbeit.

Neben den Ableitungen der Aktionsströme des Muskels in Ruhe und bei zunehmender äußerlich meßbarer statischer Anspannung sind nach LAURIG, 1967, schon bei bloßer Vorstellung einer Anspannung, ohne daß dabei eine äußerliche Kraft meßbar ist, erste Entladungen motorischer Einheiten festzustellen. Ebenso ist auch die rein geistige Arbeit von mehr oder weniger starker Muskeltätigkeit begleitet, wobei der Grad der Anspannung nicht abhängt von der Schwierigkeit der Aufgabe, auch nicht von der Intelligenz der betreffenden Person, sondern vielmehr von der subjektiven Anteilnahme, von persönlichem Engagement. Der Energieverbrauch bei der geistigen Arbeit ist wohl zum größten Teil auf die miteinsetzende Erregung und Anspannung der Muskulatur zurückzuführen (GOEPFERT, 1957).

III. METHODISCHER TEIL

A. PRINZIP DER MEßANORDNUNG

Muskelaktionsströme werden mit Oberflächen Elektroden an der Rückenmuskulatur von Versuchspersonen abgeleitet, verstärkt und schließlich als Elektromyogramm aufgezeichnet.

Die Versuchspersonen werden einer Anzahl verschiedener horizontaler Schwingungen ausgesetzt. Ein Kompensationslinienschreiber registriert die hierbei auftretenden Elektromyogramme.

Das Elektromyogramm soll quantitativ ausgewertet werden und dann eine statistische Absicherung erfahren.

B. AUFBAU DER VERSUCHSANORDNUNG

1. Schwingungserzeugendes System (Schwingtisch und Hydropulsanlage)

Um die Versuchspersonen horizontalen Schwingungen aussetzen zu können, wurde ein im Max-Planck-Institut für Landarbeit und Landtechnik, Bad Kreuznach gebauter Schwingtisch verwendet (Abb. 1), der von einer Hydropulseinrichtung der Maschinenfabrik GmbH Carl Schenk, Darmstadt, betrieben wird. Mit dieser Anlage ist es möglich, Schwingungsbelastungen mit beliebigem Amplituden- und Frequenzverlauf durchzuführen. Die eingegebene Schwingung kann periodisch, wie etwa sinus-, dreieck- oder rechteckförmig, oder stochastisch (regellos) sein.

Die Hydropulsanlage bewirkt, daß die Plattform des Schwingtisches, auf dem die Versuchsperson sitzt, durch den Kolben eines Hydraulikzylinders horizontal, und zwar in dorso-ventraler Richtung der sitzenden Versuchsperson bewegt wird,

Der Kolben ist mit einem induktiven Weggeber gekoppelt, der den Ist-Wert des weggesteuerten Kolbens in Verbindung mit einem Trägerfrequenzmeßverstärker erfaßt. Der Soll-Wert liegt als elektrische Funktion vor und wird von einem Funktionsgenerator in Form eines elektrischen Spannungsverlaufes eingegeben. Über ein Regelgerät, das einen Differenzverstärker enthält, wird die Differenz zwischen Soll- und Ist-Wert einem Steuerventil mitgeteilt, das seine Ausgangsleistung ständig dem Soll-Wert angleicht.

Bei Sinusschwingungen im Frequenzbereich bis 10 Hz herrscht völlige Übereinstimmung von Soll-Wert und Ist-Wert (DUPUIS u. BROICHER, 1966).

2. Registriersystem

a) Elektroden

Bei den Versuchen wurden Oberflächenelektroden verwandt. Sie bestehen aus einem Plastikonus, in den eine Silberplatte eingelassen ist. Die Füllung der Elektroden mit Elektrodenpaste erfolgt nach dem Aufkleben von außen durch einen verschließbaren Einfüllkanal (Abb. 2 u. 4).

b) Verstärker

Die entstehenden Muskelaktionsströme, die eine Spannung von etwa 50 - 100 Mikrovolt besitzen, müssen, um zur Darstellung gebracht werden zu können, zum Zwecke der Analyse erheblich verstärkt werden. Ein empfindlicher Differenzverstärker (Beckman Dynograph) stand zur Verfügung (Abb. 3).

Die elektrischen Signale werden über zwei Einschübe (Type 9852 EMG Integrator Coupler) und die dazugehörigen Vorverstärker (Type 461 B Preamplifier) zum Schreiber weitergeleitet.

Weiter unten wird diskutiert, daß der Einschub keine einwandfreie mathematische Integration liefert.

c) Registriergerät

Als Registriergerät diente ein 3-kanaliger Direktschreiber (Oszilloscript System Schwarzer; Abb. 3).

Der Vorteil des Oszilloscriptes beruht darauf, daß er auch höhere Frequenzen ($160 \text{ Hz} \pm 5 \%$) mit großer Genauigkeit wiedergibt.

Neben den Aufzeichnungen der beiden Elektromyogrammableitungen ist noch ein weiterer Kanal frei zur Registrierung der vorgegebenen Sinusschwingung. Außerdem befindet sich am oberen Rand des Registriergerätes eine Zeitmarkierung (Einheit in sec.).

Wegen der Trägheit des Schreibersystems, die bei den höheren Frequenzen der Originalmyogramme zu Amplitudenverfälschungen führen würde, wurde für die Amplitudenauswertung nur das integrierte Elektromyogramm aufgezeichnet.

d) Einrichtung zur vergleichenden Messung bei statischer Arbeit

Horizontale Schwingungen, denen eine Versuchsperson ausgesetzt wird, beanspruchen die Lendenmuskulatur einmal durch dynamische Arbeit für die erforderliche Körperreaktion; darüber hinaus ist statische Muskelarbeit zur Aufrechterhaltung der Sitzhaltung nötig. Beide Aufgaben haben jedoch keine meßbare äquivalente physikalische Parameter. Daher wurde ein Verfahren gesucht, das eine Vergleichsaussage über die bei Schwingungseinwirkung entstandenen Elektromyogramme erlaubt. Dazu erschien die Aufzeichnung des Elektromyogrammes bei definierter statischer Arbeit geeignet.

In Anlehnung an BASLER (1969) wurde ein Gestell zur Messung der Lendenmuskelspannung konstruiert.

Die Versuchsperson lehnt sich gegen ein mit 75 Grad zur Horizontalen geneigtes Holzbrett, zu dem senkrecht ein Fußbrett

angebracht ist (Abb. 5). Stellt sich die Versuchsperson darauf, so wird durch die geneigte Körperstellung und den dadurch verlagerten Körperschwerpunkt die Lendenmuskulatur nicht mehr zum Aufrichten des Körpers herangezogen, sondern sie befindet sich in weitgehend entspanntem Zustand. An seitlich angebrachten Holzleisten können die Arme bequem abgestützt werden. Das Becken wird mit einem breiten Lederriemen an dem Gestell fixiert.

Der Oberkörper wird durch ein Gewicht in Höhe des Manubrium sterni belastet (Zug in horizontaler Richtung).

Die Lendenmuskeln müssen so mit dem Becken als Drehpunkt dem Zug der Belastung das Gleichgewicht halten und dem Abheben vom Brett durch vorwiegend isometrische Kontraktion entgegenarbeiten.

In der angegebenen Weise wurden die Versuchspersonen mit Gewichten von 2 kp bis 10 kp - jeweils um 1 kp steigend - belastet und gleichzeitig das Elektromyogramm registriert.

e) Frequenzanalyse

Während in der vorliegenden Arbeit der Schwerpunkt auf die Auswertung der Amplitude des Elektromyogrammes gelegt wurde, erfolgte für eine Versuchsreihe (von einer Versuchsperson) zusätzlich auch eine Frequenzanalyse.

Das direkte Elektromyogramm wird auf einem Magnetband festgehalten. Durch schnelleres Abspielen des Magnetbandes wird dann erreicht, daß die gemessenen Frequenzen des Elektromyogrammes in den Tonfrequenzbereich transformiert werden. Dadurch sind sie einer Analyse der vorkommenden Frequenzen mit Hilfe eines Tonfrequenzanalysators FTA der Firma Rohde & Schwarz, München, zugänglich (Abb. 3).

Die Frequenzanalysen der Elektromyogramme, die prinzipiell denen von mechanischen Schwingungen entsprechen (SJØFLOT u. DUPUIS, 1968), werden schließlich mit einem Kompensationslienienschreiber (Type HKS 120 F 16 der Firma Höfler, Ettlingen) aufgezeichnet.

C. DURCHFÜHRUNG DER VERSUCHE

1. Versuchspersonen (Tab. 1)

Als Versuchspersonen standen für die Versuche 10 Schüler, Abiturienten und Studenten im Alter von 16 - 26 Jahre zur Verfügung.

Die Versuchspersonen waren - mit Ausnahme der Versuchsperson St., die einen sehr kräftigen und gedrunenen Körperbau hatte - durchweg schlank und gerade gewachsen und von athletischer Konstitution.

Tabelle 1: gibt Alter, Größe und Gewicht der Versuchspersonen an.

Versuchspersonen	Beruf	Alter	Größe	Gewicht
Herr Ra	Schüler	16 J.	1,75 m	57 kg
Herr We	Schüler	16 J.	1,74 m	65 kg
Herr Mö	Abiturient	19 J.	1,85 m	79 kg
Herr Sc	Abiturient	19 J.	1,69 m	56 kg
Herr St	Abiturient	19 J.	1,69 m	80 kg
Herr Ki	Student	21 J.	1,80 m	75 kg
Herr An	Student	23 J.	1,78 m	73 kg
Herr Dm	Student	23 J.	1,74 m	65 kg
Herr Re	Student	24 J.	1,76 m	72 kg
Herr Da	Student	26 J.	1,72 m	63 kg

2. Aufkleben der Elektroden

Die Versuchsperson liegt in Bauchlage in gerader Körperstellung auf einem flachen Behandlungstisch (Abb. 4). Durch Abtasten der Wirbelkörperdornfortsätze, angefangen vom Vertebra prominens (C_7), erreicht man gut den ersten Dornfortsatz der Lendenwirbel (L_1), in dessen Höhe jeweils links und rechts davon über dem Muskelwulst des M. erector trunci das Elektromyogramm abgeleitet werden soll.

Um die niedrigen Spannungen, die im Muskel entstehen, möglichst rein zu erhalten, muß zunächst die Haut gründlich gereinigt werden. Der Hautwiderstand soll so gering wie möglich sein. Zu hohe Übergangswiderstände zwischen Haut und Elektrode würden leicht Störspannungen verursachen, die zu Verfälschungen der Elektromyogramme führen.

Vorversuche zeigten, daß bei schlecht gereinigter Haut mit Übergangswiderständen von Werten um 3 Megaohm beträchtliche Störspannungen auftreten.

Um den normalerweise recht hohen Widerstand zu senken, sind fettlösende Mittel nötig. Bei den durchgeführten Versuchen wurden Übergangswiderstände bis 5 Kiloohm toleriert, da hier keine Störspannungen mehr auftraten.

Die Haut wird also durch kräftiges Reiben mit einem fettlösenden Mittel, das auf einen Wattebausch aufgetragen wird, solange bearbeitet, bis eine gute Hyperämisierung der Haut erkennbar ist. Falls die Ableitstelle behaart sein sollte, ist es nötig, noch vor der Reinigung die Haare abzurasierern.

Anschließend wird die Elektrodenpaste - es wurde die Beckman Elektroden Paste verwandt - in die Haut einmassiert. Die Paste, die später zur Füllung der Elektroden benutzt wird, kann in die Haut eindiffundieren, so daß eine bessere Ableitung der elektrischen Potentiale ermöglicht wird. Die Paste muß 10 - 15 min. einwirken. Danach wird die Haut nochmals gereinigt, um dann die Elektroden mit Doppelkleberingen anzubringen.

Jetzt werden je eine Ableitelektrode jeweils rechts und links neben L_1 auf dem Muskelwulst des M. erector trunci mit Doppelkleberingen befestigt. Senkrecht darunter in Längsrichtung des Muskelfaserverlaufes werden die beiden anderen Ableitelektroden geklebt. Das geschieht so, daß sich auf jeder Seite die Doppelkleberinge gerade berühren. Somit ergibt sich für jede Versuchsperson der gleiche Abstand zwischen den Elektrodenmittelpunkten (3,2 cm). Schließlich werden noch die Masseelektroden angebracht. Sie dienen der Erdung und können einen beliebigen Platz einnehmen.

Sind nun die Elektroden links und rechts symmetrisch aufgeklebt, werden sie von außen durch eine dafür vorgesehene verschließbare Öffnung mit der Elektrodenpaste gefüllt (Abb. 4). Die Paste, ohne Luftblasen in eine Rekord-Spritze gebracht, wird in den Hohlraum zwischen Haut und Elektrodeninnenwand eingespritzt. So wird der an der Oberfläche der Haut ankommende Muskelstrom weitergeleitet zur Silberplatte der Elektrode, die vorher ebenfalls gut gereinigt werden muß.

Danach wird der Übergangswiderstand an den verschiedenen Elektrodenaufklebestellen gemessen. Dazu wird das Spannungs-Strom-Widerstands-Meßgerät (Type URI EM 1050 von Rohde & Schwarz, München) benutzt. Es wird hierbei der Übergangswiderstand zwischen den Elektroden und der Zunge der Versuchsperson gemessen. An der feuchten Zunge ist der Widerstand so klein, daß er gegenüber dem großen Widerstand an der Haut vernachlässigt werden kann. Der höchste Übergangswiderstand, der toleriert wurde, betrug 5 Kiloohm.

War die Versuchsperson derart vorbereitet (Abb. 6), konnte das Versuchsprogramm anlaufen.

3. Schwingungsprogramm

Die experimentellen Untersuchungen bestanden aus 3 Wiederholungen einer Schwingungsreihe, angefangen bei 1,5 Hz, über 2,0 Hz, 2,5 Hz, 3,0 Hz, 3,5 Hz bis 4,0 Hz. Die Beschleunigung blieb konstant, während sich Frequenz und Amplitude änderten (Tab. 2).

Tabelle 2: Frequenzen, Wege und Beschleunigungen des Schwingtisches

Versuchs-Nr.	1	2	3	4	5	6
Frequenz (Hz)	1,5	2,0	2,5	3,0	3,5	4,0
Schwingweg (mm) Spitze/Spitze	48,4	27,2	17,4	12,1	8,9	6,8
Beschleunigung (m/s ²) eff.	1,5	1,5	1,5	1,5	1,5	1,5

Den Schwingungen eines Versuches war die Versuchsperson jeweils 10 min. lang ausgesetzt und hatte danach 5 min. Zeit zur Erholung bis zum nächsten Versuch. War ein Durchgang beendet, so wurde eine Erholungspause von einer halben Stunde eingelegt, bevor die nächste Wiederholung der 6 Frequenzen begann. Es war erforderlich, alle Versuche einer Versuchsperson an einem Tag durchzuführen, so daß die Elektroden nicht neu aufgeklebt werden mußten, und die Ableitstelle somit für alle Versuche bei derselben Versuchsperson konstant gehalten werden konnten.

Aufgezeichnet wurden die Elektromyogramme jeweils bei Beginn der Schwingungseinwirkung, nach 2,5 min.-, nach 5 min.-, nach 7,5 min.- und nach 10 min. Schwingbelastung.

Zwischendurch wurden die beiden differenten Elektroden kurzgeschlossen und die Nulllinie geschrieben, um später dann die Diagramme auswerten zu können.

4. Beschreibung des Versuchsablaufes eines Tages

Der Versuchsablauf begann mit dem Kleben der Elektroden und dem Messen ihrer Übergangswiderstände. Danach erfolgte die Messung des integrierten Elektromyogrammes bei statischer Arbeit.

Um die richtige Verstärkung einstellen zu können, wurde die Versuchsperson zunächst mit dem schwersten Gewicht (10 kp) belastet. Jetzt konnte die Verstärkung so gewählt werden, daß die volle Ausschlagbreite des Schreibers genutzt wurde. War die Verstärkung auf diese Weise festgelegt, so wurde sie während des ganzen Tages nicht mehr verändert. Sie blieb also für ein und dieselbe Versuchsperson während des gesamten Versuchsablaufes konstant.

Danach wurden während statischer Arbeit die integrierten Elektromyogramme aufgezeichnet. Wie schon beschrieben, begann die Belastung der Versuchsperson mit 2 kp, steigerte sich jeweils um 1 kp abgestuft-bis zu 10 kp. Zwischen jeder Messung wurde die Nulllinie geschrieben.

Jetzt konnte das Schwingungsprogramm, dem die Versuchsperson ausgesetzt werden sollte, beginnen (siehe III C 3).

Die Versuchsperson mußte auf einem ungefederten Stahlsitz auf dem Schwingtisch Platz nehmen und sich locker an einem davor befindlichen starren Lenkrad festhalten (Abb. 1 u. 7) - Der Sitz war deshalb ungefedert, um die vorgegebene Schwingung exakt auf die Versuchsperson zu übertragen.-

Es war wichtig, die Versuchsperson aufzufordern, die von ihr eingenommene aufrechte Sitzhaltung während der gesamten

Schwingungseinwirkung beizubehalten, denn schon kleinste Haltungsänderungen, wie z.B. das Herumdrehen des Kopfes beeinflussen deutlich das Elektromyogramm. Die aufrechte Sitzhaltung wurde vor allem deswegen gewählt, um die Einflußgröße "Körperhaltung" so klein wie möglich zu halten; und zwar sollte hierdurch eine gewisse Stabilisierung und Fixierung der Körperhaltung erzielt werden.

Hatte die Versuchsperson die drei Wiederholungen der Schwingungsreihe absolviert, so wurde sie noch einmal - wie zu Beginn - einer statischen Arbeit ausgesetzt, womit der Versuchsablauf für die Versuchsperson beendet war.

D. AUSWERTUNG DER VERSUCHSERGEBNISSE

(Aufbereitung der Rohergebnisse)

Die Methode der Auswertung geht davon aus, von den aufgetragenen integrierten Elektromyogrammen anhand vieler Stichproben einen Mittelwert zu bilden, der einen quantitativen Vergleichswert über die Meßdauer darstellt.

Es wurde ein Stichprobenverfahren mit äquidistanter Abtastung von Hand verwendet. Dazu wurde auf dem Registrierpapier mit Millimeteereinteilung von der Nulllinie aus bis zum Schnittpunkt der Kurve des integrierten Elektromyogrammes mit der Senkrechten des Millimeterpapiers die Amplitude des Elektromyogrammes gemessen. Die Stichproben erfolgten nach jedem zweiten Millimeter des Papiervorschubes. Ausgewertet wurden jeweils insgesamt 40 Werte pro Ableitstelle und Zeitpunkt der Messung. Deckte sich bei einer Stichprobe zufällig der Kurvenverlauf des Elektromyogrammes mit der Senkrechten des Millimeterpapiers (senkrechter Verlauf der Kurve), so wurde bei absteigender Tendenz der niedrigste Punkt, bei aufsteigender Tendenz der höchste Punkt durch Abmessen des Abstandes von der Nulllinie in mm bestimmt (Abb. 8).

Die Daten der einzelnen Stichproben wurden auf Lochkarten gespeichert.

Da je Versuch, wie oben erläutert, zu 5 Zeitpunkten und jeweils links- und rechtsseitig gemessen wurde, mußten für einen Schwingversuch somit 400 Werte abgelesen werden.

IV. E R G E B N I S S E

Bei 10 Versuchspersonen wurden in drei Wiederholungen mit sechs verschiedenen horizontalen Sinusschwingungen elektromyographische Messungen am M. erector trunci neben L_1/L_2 durchgeführt.

A. SCHWINGUNGSEXPOSITION (DYNAMISCHE BELASTUNG)

1. Einzelergebnisse

Die errechneten Amplitudenmittelwerte $\bar{x}$ und deren 1 %-Konfidenzbereich K der Elektromyogramme aller Versuchspersonen bei den einzelnen Schwingungsfrequenzen sind der Zahlentabelle 3 zu entnehmen. Für 2 Versuchspersonen sind die Ergebnisse zusätzlich in Abbildung 9 graphisch dargestellt.

Die errechneten Mittelwerte und ihr 1 %-Konfidenzbereich zeigen folgendes:

Bei 7 der 10 Versuchspersonen tritt die größte elektrische Aktivität (EA) bei 3,0 Hz auf, während sie bei den 3 übrigen Probanden bei 3,5 Hz liegt.

Trägt man in einem Schaubild (Abb. 10) die Mittelwerte für die einzelnen Schwingungsfrequenzen aus den Mittelwerten der verschiedenen Versuchspersonen, jeweils für die 3 Durchgänge getrennt, mit ihrem Konfidenzbereich von 1 % Irrtumswahrscheinlichkeit auf, so zeigt dies folgendes:

- a) Die gemessene EA nimmt insgesamt von 1,5 Hz über 2,0 Hz und 2,5 Hz stetig zu, bis sie bei 3,0 Hz ihren größten Wert erreicht, um dann wieder langsam über 3,5 Hz nach 4,0 Hz abzufallen. Die EA liegt dabei im Mittel bei 4,0 Hz noch höher als bei 2,5 Hz.
- b) Es besteht eine generelle Zunahme der EA mit den einzelnen Durchgängen, d.h. die EA nimmt im zweiten Durchgang, wenn der Ausgangswert niedriger lag, gegenüber dem ersten Durchgang erheblich zu, und auch beim dritten Durchgang ist wieder eine Zunahme der EA gegenüber dem zweiten Durchgang zu bemerken.

Tabelle 3: Mittelwerte $\bar{x}$ und deren 1 %-Konfidenzbereich K
der integrierten Elektromyogramm-Amplituden aller
Versuchspersonen Vp von allen Frequenzen und ihren
Wiederholungen (in 0,1 mm)

Ver- suchs- perso- nen	erregende Schwingungs- frequenz [Hz]	1. Ablauf der Schwingungs- reihe -I-		1. Wiederholung der Schwingungs- reihe -II-		2. Wiederholung der Schwingungs- reihe -III-	
		$\bar{x}$	K	$\bar{x}$	K	$\bar{x}$	K
Vp 1	1,5	12,9	11,55 14,22	25,09	21,37 28,80	33,80	30,19 37,4
	2,0	30,1	27,66 32,58	25,95	23,04 28,87	39,71	35,81 43,6
	2,5	23,4	21,01 25,82	36,57	32,74 40,39	37,56	33,23 41,89
	3,0	27,2	24,70 29,70	39,68	35,56 43,79	53,39	48,71 58,06
	3,5	20,64	17,32 24,00	28,14	25,13 31,15	44,10	39,87 48,33
	4,0	19,7	17,22 22,18	36,48	32,84 40,13	43,13	39,41 46,85
Vp 2	1,5	16,91	15,35 18,46	21,32	17,47 25,18	20,64	18,06 23,22
	2,0	19,85	17,98 21,73	33,46	29,17 37,75	27,76	25,01 30,50
	2,5	31,65	29,31 33,99	32,57	28,41 36,72	35,65	31,79 39,51
	3,0	33,28	31,06 35,51	46,26	41,45 51,07	42,57	38,43 46,70
	3,5	41,36	39,08 43,63	35,51	31,67 39,36	37,11	33,62 40,59
	4,0	37,82	35,50 40,14	34,47	31,56 37,37	40,47	37,06 43,87

Noch Tabelle 3

Ver- suchs- perso- nen	erregende Schwingungs- frequenz [Hz]	1.Ablauf der Schwingungs- reihe -I-		1.Wiederholung der Schwingungs- reihe -II-		2.Wiederholung der Schwingungs- reihe -III-	
		$\bar{x}$	K	$\bar{x}$	K	$\bar{x}$	K
Vp 3	1,5	37,60	34,15 41,06	33,87	30,83 36,90	30,08	27,45 32,70
	2,0	36,39	32,71 40,08	42,54	38,25 46,82	40,27	37,19 43,36
	2,5	44,75	40,53 48,96	52,94	47,75 58,12	41,61	37,71 45,51
	3,0	51,90	46,85 56,95	56,52	51,37 61,67	54,61	48,73 60,49
	3,5	62,49	57,20 67,78	51,59	46,36 56,82	50,73	45,55 55,92
	4,0	54,38	49,54 59,21	51,02	46,50 55,53	43,08	39,60 46,55
Vp 4	1,5	37,53	31,79 43,26	40,15	37,16 43,13	24,61	20,41 28,81
	2,0	40,93	35,79 46,06	43,85	38,89 48,82	50,19	44,28 56,10
	2,5	65,84	58,68 73,00	48,82	42,85 54,79	40,89	35,11 46,67
	3,0	76,26	67,69 84,84	54,80	48,16 61,43	57,33	50,02 64,64
	3,5	47,70	42,45 52,95	41,56	35,87 47,25	56,31	50,00 62,62
	4,0	58,43	52,95 63,90	51,42	45,07 57,78	55,71	50,25 61,16
Vp 5	1,5	25,20	21,46 28,94	92,65	85,30 99,99	140,27	133,15 147,39
	2,0	67,48	51,95 63,01	85,84	78,84 92,83	149,42	138,86 159,98
	2,5	101,78	93,70 109,86	131,33	122,82 139,84	186,01	175,76 196,25
	3,0	146,47	137,37 155,57	164,79	155,21 174,38	208,87	197,60 220,14
	3,5	147,43	138,73 156,12	202,00	191,14 212,97	194,95	182,01 207,89
	4,0	174,75	164,73 184,77	168,41	158,81 178,00	190,87	180,68 201,06

noch Tabelle 3

Ver- suchs- perso- nen	erregende Schwingsungs- frequenz [Hz]	1. Ablauf der Schwingsungs- reihe -I-		1. Wiederholung der Schwingsungs- reihe -II-		2. Wiederholung der Schwingsungs- reihe -III-	
		$\bar{x}$	K	$\bar{x}$	K	$\bar{x}$	K
Vp 6	1,5	30,17	24,80 35,55	30,18	24,72 35,64	30,71	25,07 36,35
	2,0	28,11	22,31 33,91	33,87	29,09 38,65	38,79	32,21 45,36
	2,5	50,27	42,34 58,19	46,35	39,35 53,35	42,95	35,57 50,33
	3,0	74,32	62,80 85,85	51,85	43,83 59,87	44,35	38,06 50,65
	3,5	63,30	53,83 72,76	33,69	27,37 40,00	52,97	45,55 60,38
	4,0	64,16	56,14 72,18	27,79	23,37 32,22	17,73	14,70 20,76
Vp 7	1,5	15,18	13,57 16,79	50,87	45,96 55,78	94,58	87,29 101,87
	2,0	68,81	62,27 75,34	51,85	47,05 56,65	91,26	84,66 97,86
	2,5	74,12	68,51 79,74	90,89	85,66 96,12	97,67	90,67 104,66
	3,0	90,93	83,40 98,47	106,30	99,28 113,32	110,19	104,10 116,27
	3,5	96,73	88,86 104,60	107,55	102,15 112,94	95,67	89,31 102,02
	4,0	99,22	93,58 104,86	102,64	97,30 107,99	98,88	92,02 105,74
Vp 8	1,5	19,37	17,11 21,63	60,13	54,77 65,49	63,36	56,96 69,76
	2,0	35,94	32,51 39,36	67,36	62,70 72,03	74,40	67,94 80,86
	2,5	49,71	44,85 54,57	64,17	59,50 68,84	81,03	75,09 86,16
	3,0	54,94	50,09 59,79	83,11	77,90 88,32	97,00	91,73 102,26
	3,5	58,47	53,91 63,04	70,33	64,04 76,63	105,21	99,63 110,78
	4,0	48,17	43,47 52,86	55,08	51,08 59,07	90,54	85,58 95,51

noch Tabelle 3

Ver- suchs- perso- nen	erregende Schwingsungs- frequenz [Hz]	1.Ablauf der Schwingsungs- reihe -I-		1. Wiederholung der Schwingsungs- reihe -II-		2.Wiederholung der Schwingsungs- reihe -III-	
		$\bar{x}$	K	$\bar{x}$	K	$\bar{x}$	K
Vp 9	1,5	43,28	38,28 38,28	92,82	84,02 101,62	32,38	29,05 35,71
	2,0	43,00	38,28 47,50	103,41	95,54 111,29	31,47	28,98 33,95
	2,5	57,15	51,60 67,70	86,55	79,30 93,80	45,89	41,59 50,19
	3,0	86,25	79,22 93,27	68,49	61,85 75,12	67,40	60,19 74,60
	3,5	79,98	72,78 87,17	77,81	71,26 84,36	59,09	52,26 65,93
	4,0	67,30	61,81 78,78	86,93	81,18 92,69	78,65	69,43 87,87
Vp 10	1,5	54,73	50,00 59,46	61,81	55,47 68,16	77,00	71,38 82,62
	2,0	40,20	36,70 43,69	82,11	75,27 88,94	94,17	86,46 101,87
	2,5	86,43	79,08 93,78	122,85	114,01 131,69	230,31	117,84 342,79
	3,0	118,19	108,24 128,14	133,66	123,89 143,42	120,86	111,14 130,57
	3,5	126,04	117,27 134,80	134,42	125,70 143,13	118,14	109,41 126,87
	4,0	89,35	82,32 96,38	114,62	106,63 122,60	80,33	72,59 88,07

2. Ergebnis der Varianzanalyse

Nach Auswertung der Oszillogramme wurden die Werte im Institut für medizinische Statistik in Mainz einer Varianzanalyse zugeführt. Diese ergibt folgendes Resultat, welches aus Tab. 4 hervorgeht:

- a) In den mittleren Ergebnissen bestehen keine signifikanten Unterschiede zwischen den einzelnen Durchgängen der Schwingungsreihen.

- b) Der Effekt der Schwingungsfrequenz ist statistisch gesichert.
- c) Es bestehen signifikante Unterschiede zwischen den Personen.
- d) Die Wechselwirkung zwischen den Durchgängen und den erregenden Schwingungsfrequenzen sind - wie erwartet - nicht signifikant.
- e) Die Wechselwirkung zwischen den Durchgängen und den Personen ist gesichert, d.h. die Personen verhalten sich bei den einzelnen Durchgängen unterschiedlich.
- f) Es besteht ebenfalls eine gesicherte Wechselwirkung zwischen Schwingungsfrequenz und Personen, d.h. die Schwingungen wirken sich auf die einzelnen Personen verschieden aus.
- g) Es besteht eine gesicherte 3-fache Wechselwirkung zwischen Durchgängen, Schwingungsfrequenz und Personen.

3. Ergebnisse der Frequenzanalysen

Die Abb. 11 zeigt, daß bei den durchgeführten Frequenzanalysen die Frequenzzusammensetzung des Elektromyogrammes bei verschieden starker Belastung gleich bleibt. Es ändert sich lediglich die Amplitude, hervorgerufen durch eine höhere Spannung. Der Gipfel der vorkommenden Frequenzen liegt bei 60 - 100 Hz.

4. Weitere Ergebnisse

Abb. 12 weist ein weiteres interessantes Ergebnis auf: Es ist dort einmal das direkte EMG bei einer horizontalen Sinusschwingung von 2,0 Hz auf die Versuchsperson aufgezeichnet im Vergleich zu dem EMG bei einer stochastischen Schwingungserregung. Jeweils darunter ist die Beschleunigung an der Ableitstelle und am Sitz der Versuchsperson mitgeschrieben worden. Bei der Sinusschwingung ist zu erkennen, daß die

Tabelle 4: Varianzanalyse zur Prüfung der faktoriellen Einflüsse der Durchgänge, Schwingungsfrequenzen und Personen, sowie deren Wechselwirkungen.

beteiligte Einflußgrößen	Anzahl der Freiheitsgrade	Summe der Abw.quadrate	mittleres Abw.quadrat	korrekter F-Test (MAQ im Nenner)	F-Wert	Signifikanz
A Durchgänge	2	37745.34	18872.67	AC	2.926	n.s.
B erregende Schwingungsfrequenz	5	153591.19	30718.24	BC	10.353	P 1%
C Personen	9	1011102.66	112344.74	Rest	154.047	P 1%
AB	10	15738.47	1573.85	ABC	1.366	n.s.
AC	18	116119.53	6451.08	Rest	8.846	P 1%
BC	45	133525.11	2967.22	Rest	4.069	P 1%
ABC	90	103705.72	1152.29	Rest	1.580	P 1%
Wiederh.	720	525087.48	729.29			
total	899	2096615.51				

Dabei bedeuten: F-Wert: Prüfgröße (F-Verteilung)
P : Irrtumswahrscheinlichkeit
n.s. : nicht signifikant

Versuchsperson völlig synchron auf die vorgegebene Schwingung reagiert; und zwar bei jedem Wellental der Sinusschwingung, was dem Rückwärtsfahren des Sitzes entspricht, ist die elektromyographische Aktivität stark ausgeprägt, während beim Wellenberg, was dem Vorwärtsfahren des Sitzes entspricht, eine Phase der Ruhe zu beobachten ist.

Dagegen ist beim Einwirken einer stochastischen Schwingung keine synchrone Aktivität zu erkennen. Hier ist die Muskulatur kontinuierlich aktiv, d.h. ohne Ruhephase.

B. KRAFTAUSÜBUNG (STATISCHE BELASTUNG)

1. Einzelergebnisse:

Die Einzelergebnisse der ausgewerteten Elektromyogramme bei statischer Belastung sind in der Zahlentab. 5 dargestellt. Es zeigt sich auch hier eine Zunahme der Amplitude des Elektromyogrammes mit Zunahme der Belastung.

Vergleicht man die Mittelwerte der ersten statischen Belastungsreihe (morgens) mit den Mittelwerten der zweiten statischen Belastung nach Ablauf der Schwingungsversuche (abends), so erkennt man folgendes:

Bei 5 Versuchspersonen ist die EA etwa gleich hoch geblieben; bei 4 Versuchspersonen ist eine wesentliche Steigerung der EA von morgens bis abends zu verzeichnen, während nur bei einer Versuchsperson die EA abnahm.

2. Grober Vergleich der EMG-Amplitude bei statischer und dynamischer Belastung

Um einmal zu sehen, welcher EMG-Amplitude bei statischer Belastung die ermittelte Amplitude bei den einzelnen Schwingungsfrequenzen entspricht, wurden für jede Versuchsperson die

Tabelle 5: Mittelwerte $\bar{x}$ und deren 1 %-Konfidenzbereich K der integrierten Elektromyogramm-Amplitude aller Versuchspersonen Vp von allen kp-Belastungen.

Zeitpunkt der Messung a) morgens vor der Schwingungs-
exposition

b) abends nach der Schwingungs-
exposition

Ver- suchs- perso- nen	belasten- des Ge- wicht [kp]	statische Arbeit morgens		statische Arbeit abends	
		$\bar{x}$	K	$\bar{x}$	K
Vp 1	5	37,90	30,57 45,23	33,16	30,08 36,25
	7	43,00	35,60 50,40	69,36	63,79 74,93
	10	73,14	64,50 81,77	103,51	95,61 111,42
	12	72,14	66,17 78,11	146,46	136,96 155,96
Vp 2	2	5,98	4,83 7,12	40,88	29,12 52,65
	5	63,90	47,41 80,39	58,20	41,86 74,54
	7	109,99	99,03 120,95	104,51	91,16 117,86
	10	143,09	126,16 160,02	143,34	127,34 159,33
	12	195,08	174,14 216,00	200,81	177,87 223,76
Vp 3	2	7,79	6,34 9,23	40,43	28,24 52,21
	5	33,00	25,82 40,18	93,08	79,71 106,46
	7	72,28	60,28 84,27	68,49	54,63 82,35
	10	106,48	95,98 116,97	118,50	106,76 130,24
	12	169,00	150,06 187,94	149,49	137,84 162,14

noch Tabelle 5

Ver- suchs- perso- nen	belasten- des Ge- wicht [kp]	statische Arbeit morgens		statische Arbeit abends	
		$\bar{x}$	K	$\bar{x}$	K
Vp 4	2	15,40	13,81 16,99	9,35	8,44 10,26
	3	22,53	20,91 24,14	28,18	24,45 31,92
	4	44,70	37,46 51,94	47,30	41,36 53,23
	5	44,68	38,71 50,67	67,53	59,50 75,55
	6	67,84	59,36 76,31	71,96	64,94 78,99
	7	84,28	75,51 93,03	81,58	72,60 90,54
	8	98,20	88,94 107,46	100,01	89,65 110,37
	9	98,26	86,90 109,63	163,89	147,37 180,41
	10	103,19	93,02 113,35	163,11	148,66 177,57
Vp 5	3	21,68	18,85 24,50	78,15	68,19 88,11
	4	76,80	69,34 84,26	73,11	66,21 80,02
	5	161,73	148,93 176,52	170,57	153,88 187,26
	6	170,74	154,40 187,07	156,81	153,88 180,45
	7	236,16	222,68 249,65	231,98	210,57 253,38
Vp 6	5	27,65	24,06 31,24	10,86	8,07 13,65
	6	8,89	7,72 10,05	41,33	36,38 46,27
	7	18,76	16,35 21,17	78,50	67,97 89,03
	8	28,48	26,38 30,59	75,68	68,81 82,56
	9	53,83	46,64 61,01	108,16	94,06 122,26
	10	68,38	59,78 76,97	106,58	93,99 119,16

noch Tabelle 5

Ver- suchs- perso- nen	belasten- des Ge- wicht [kp]	statische Arbeit morgens		statische Arbeit abends	
		$\bar{x}$	K	$\bar{x}$	K
Vp 7	4	49,19	45,50 52,87	35,54	32,92 38,15
	5	47,78	42,12 53,45	44,20	39,84 48,56
	6	50,58	40,93 60,21	36,38	34,48 38,27
	7	63,75	57,42 70,08	47,29	43,62 50,96
	8	87,81	78,70 96,93	54,41	47,58 61,24
	9	91,13	82,44 99,81	44,43	39,18 49,67
	10	87,43	80,91 93,96	57,23	49,73 64,72
Vp 8	2	52,40	40,54 64,26	41,30	35,99 46,61
	3	42,83	33,89 51,77	41,26	34,93 47,59
	4	57,55	43,62 71,48	49,23	43,02 55,43
	5	51,24	39,85 62,62	66,90	54,74 79,06
	6	73,46	56,38 90,54	51,10	45,04 57,16
	7	113,06	89,30 136,83	62,39	53,83 70,95
	8	103,24	83,35 123,13	94,89	85,20 104,58
	9	92,66	78,79 106,53	113,03	100,14 125,91
	10	80,29	67,84 92,74	95,14	80,60 109,68
Vp 9	2	66,00	59,21 72,79	108,55	90,76 126,34
	3	91,63	83,47 99,78	113,35	98,84 127,86
	4	103,61	94,36 112,87	196,01	178,14 213,89
	5	135,05	124,34 145,76	230,60	208,46 252,74
	6	146,79	134,47 159,11	243,05	222,74 263,36

noch Tabelle 5

Ver- suchs- perso- nen	belasten- des Ge- wicht [kp]	statische Arbeit morgens		statische Arbeit abends	
		$\bar{x}$	K	$\bar{x}$	K
Vp 10	3	65,46	60,78 70,15	15,19	12,06 18,32
	4	49,93	40,95 58,90	98,41	90,32 104,51
	5	103,95	95,36 112,54	97,51	89,85 105,18
	6	98,95	82,73 115,17	152,05	141,31 162,79
	7	153,86	144,60 163,12	149,98	139,33 160,62
	8	187,54	175,93 199,15	171,01	159,26 182,77
	9	167,71	157,70 177,72	193,40	179,04 207,77
	10	236,00	216,66 245,34	216,89	204,89 228,89

Mittelwerte mit ihrem Konfidenzbereich 1 % sowohl für eine statische Belastungsreihe als auch für eine Schwingungsreihe aufgetragen. (Beispiel für eine Vp in Abb. 13).

Man geht zur Auffindung des Vergleichswertes so vor:

Der Ausgangspunkt ist die Schwingung in Hz auf der Hz-Scala. Jetzt sucht man sich in der Senkrechten dazu den entsprechenden Mittelwert des EMG auf der Kurve der Mittelwerte der Schwingungsexposition, von dort geht man entlang der Waagerechten bis zum Schnittpunkt mit dem Kurvenverlauf der Mittelwerte bei statischer Belastung, fällt schließlich das Lot und liest den Vergleichswert auf der kp-Scala ab.

Geht man so vor, so erhält man die Daten der Tab. 6, in der die Vergleichswerte für jede Versuchsperson und das Mittel aller Versuchs-

Tabelle 6: Grobe Vergleichstabelle zwischen dynamischer und statischer Arbeit

Mittelwerte der Elektrogramm-Amplitude in mm während Schwingungsexposition nach
Abb. 12 ungerechnet in kp für alle Versuchspersonen Vp

erregende Schwingungs- frequenz [Hz]	Vp 1	Vp 2	Vp 3	Vp 4	Vp 5	Vp 6	Vp 7	Vp 8	Vp 9	Vp 10	Vp 1 - 10 $\bar{x}$	1%-K
a) Vergleich der statischen Belastungsreihe morgens mit der ersten Schwingungsreihe												
1,5	2,5	3,0	5,2	3,7	3,0	8,1	2,0	0,8	1,0	4,10	3,34	2,10 4,58
2,0	4,8	3,3	5,1	3,8	3,6	7,9	7,2	2,0	1,0	3,0	4,17	2,93 5,41
2,5	4,2	4,2	5,6	5,9	4,3	8,9	7,4	3,4	1,5	4,7	5,01	3,80 6,22
3,0	4,0	4,2	5,9	6,5	4,7	10,4	8,6	3,8	2,8	6,3	5,72	4,37 7,07
3,5	3,2	4,4	6,5	5,1	4,8	9,6	9,0	5,2	2,5	6,4	5,67	4,35 6,99
4,0	3,0	4,3	6,1	5,6	6,0	9,7	9,0	3,3	2,1	4,7	5,38	3,95 6,81
b) Vergleich der statischen Belastungsreihe abends mit der dritten Schwingungsreihe												
1,5	5,0	1,2	1,4	2,7	4,7	5,6	-	4,8	-	3,8	3,65	2,55 4,75
2,0	5,3	1,5	2,0	4,1	4,8	5,9	-	7,3	-	4,0	4,36	3,12 5,60
2,5	5,3	1,9	2,1	3,6	6,4	6,1	-	7,5	-	10,5	5,43	3,56 7,30
3,0	6,2	2,3	2,8	4,5	6,7	6,1	-	8,1	-	5,4	5,26	3,83 6,57
3,5	5,6	2,0	2,6	4,4	6,5	6,3	-	8,6	-	5,4	5,18	3,83 6,57
4,0	5,5	2,1	2,2	4,4	6,4	5,2	-	8,2	-	3,8	4,73	3,39 5,07

personen in k_p zu entnehmen ist. Hierbei ist einmal die erste statische Belastungsreihe mit der ersten Schwingungsreihe und zum anderen die zweite statische Belastungsreihe mit der dritten Schwingungsreihe verglichen worden.

3. Ergebnisse der vorkommenden Frequenzen:

Die Frequenzanalyse (Abb. 14) zeigt auch hier bei zunehmender Belastung eine gleichbleibende Frequenzzusammensetzung, wobei sich nur die Amplitude des Frequenzspektrums ändert.

V. D I S K U S S I O N

A. DISKUSSION DER METHODE

1. Elektroden

Bei den Untersuchungen dieser Arbeit wurden, wie schon gesagt, Oberflächen Elektroden benutzt (Abb. 2).

Diese Elektroden haben gegenüber den sonst gebräuchlichen Oberflächen Elektroden den Vorteil, daß sie erst nach dem Aufkleben auf die Haut mit Elektrodenpaste gefüllt werden. Dadurch ist eine exakte Füllung des Hohlraumes zwischen der Haut und der Silberplatte der Elektrode möglich. Gleichzeitig ist, da auch die Kleberinge frei von Elektrodenpaste bleiben, eine bessere Haftung der Elektroden auf der Haut gewährleistet.

Die Ableitdrähte der beiden Ableitelektroden und der Masseelektroden enden in einem Diodenstecker, der an das Zufuhrkabel zum Eingang der Verstärkereinrichtung angeschraubt wird. So ist es der Versuchsperson leicht möglich, nach Abschrauben des Diodensteckers, sich während der Versuchspausen frei zu bewegen.

Die Ableitelektroden werden so untereinandergeklebt, daß sich die beiden Kleberinge gerade eben berühren. So erhält man für jede Versuchsperson gleich zwischen den Elektrodenmittelpunkten einen Abstand von 3,2 cm.

LAURIG (1970), der den optimalen Elektrodenabstand zu ermitteln versuchte, arbeitet mit einem Abstand von 4,0 cm am M.biceps . Jedoch bei kleineren Muskeln mußte auch er einen kleineren Abstand wählen (1,5 cm). Bei größerem Abstand besteht die Gefahr, trotz angestrebter Placierung der Elektroden in Längsfaserrichtung, dennoch verschiedene Muskelfasern bzw. motorische Einheiten und Störgrößen noch tiefer gelegener Muskeln zu erfassen. Bei kleinerem Abstand ist ein höherer

Verstärkungsfaktor notwendig und die Gefahr einer Störeinstreuung größer. Der bei diesen Untersuchungen gewählte Abstand ließ keine Störeinstreuung erkennen.

Die Nadelelektrode, die der Neurologe bevorzugt, um qualitative Aussagen über die Form des Elektromyogrammes treffen zu können, konnte hier nicht angewandt werden.

Denn einmal verursacht deren Einstich einen Schmerz, Jeder Schmerzzustand aber ruft eine Aktivierung im EMG hervor (JUNG, 1953).

Wird die Elektrode gerade dort eingestochen, wo keine ausreichende Innervation vorhanden ist, können keine Aktionspotentiale registriert werden.

Weiter wird die Einstichtiefe nicht immer dieselbe sein, ebenso wird der Abstand der Elektrode zur aktiven Muskelfaser stets ein anderer sein, so daß große Variationen auftreten können.

Schließlich erscheinen die Nadelelektroden bei den hier durchgeführten elektromyographischen Messungen auch deshalb ungeeignet, da durch die starken Bewegungsexkursionen der Wirbelsäule während der Schwingungseinwirkung sich die Haut über der Muskulatur verschiebt. Dadurch wirken Biege- und Scherkräfte auf die Nadelelektroden ein, wodurch die Nadeln von ihrer Einstichstelle wieder entfernt würden.

2. Vorkommende Frequenzen

Bei der Nadelelektrodenableitung ist in Ruhe keine Aktivität zu bemerken. Mit zunehmender Innervationsstärke nehmen dann auch die Entladungsfrequenzen von anfänglich 5 - 7 pro sec. zu ; bei stärkster Innervation werden Frequenzen bis etwa 50 pro sec. erreicht (DRECHSLER, 1964). Hierbei handelt es sich um Frequenzen einer einzigen motorischen Einheit.

Man muß somit bei der hier angewandten Oberflächen Elektrodenableitung höhere Frequenzen erwarten, da bei dieser Ableitung mehrere motorische Einheiten erfaßt werden.

3. Verstärker

Da Zweifel an der mathematisch exakten Integration der beiden Integratoreinschübe des Beckman-Gerätes aufkamen, wurde zur Feststellung ihrer Arbeitsweise der Frequenzgang der Integratoren mit Hilfe von Sinusschwingungen mit konstanter Amplitude im Frequenzbereich von 5 Hz - 3600 Hz bestimmt. Auf logarithmischem Papier wurde das Ergebnis derart aufgetragen (Abb. 15), daß auf der Abszisse die Frequenz anzutreffen ist, auf der Ordinate der Verstärkungsfaktor v der "Integrationsstufe", der sich errechnet aus:

$$v = \frac{U_{a \text{ eff. am Integratorausgang}}}{U_{a \text{ eff. am Integratoreingang}}$$

Aus Abb. 15 ist zu ersehen, daß die beiden Einschübe zwar nicht genau identisch arbeiten, aber doch parallel.

Der Einschub, der für die rechte Lendenwirbelseite verwandt wurde, verstärkt geringfügig mehr als der für die linke Lendenwirbelseite. Der Kurvenverlauf zeigt weiter, daß für die entstehenden Frequenzen, also hauptsächlich im Bereich zwischen 30 Hz und 300 Hz, die Verstärkung sich etwa verdoppelt. Der mittlere Verstärkungsfaktor ist etwa fünf.

Die in diesem Frequenzbereich nicht absolut exakte Integration des Gerätes kann jedoch in der Annahme einer in allen Vergleichsversuchen gleichen Frequenzverteilung der Elektromyogramme vernachlässigt werden (siehe auch Abb. 11 und 14).

4. Auswerteverfahren

Bisher wurden Elektromyogramme meist nur qualitativ ausgewertet (SCHOBERT, 1969). Die quantitative Auswertung ist ein weit schwierigeres Problem.

BUSSE (1969) kopierte bei seiner Auswertung die direkten

Elektromyogramme, um sie dann auszuschneiden und auszuwiegen. Dieses Verfahren wandte auch CLAASSEN (1970) an, bis ihm ein elektronischer Integrator zur Verfügung stand. Es soll dabei qualitativ ein ähnlicher Zusammenhang wie bei der elektronischen Integration bestehen.

Das hier verwandte Auswerteverfahren hat den Nachteil, sehr zeitaufwendig zu sein.

Für weitere Versuchsreihen mit elektromyographischen Messungen bietet sich zur Vereinfachung der Auswertearbeit folgendes Verfahren an:

Ein Analog-Digital-Wandler kann das auf einem Magnetband gespeicherte EMG exakter abtasten, das hierfür 100-fach langsamer abgespielt wird. Diese Abtastung kann über längere Zeiträume hinweg bis zu einer Stichprobenfolge von 30/s (bei Verwendung eines Lochstreifenstanzers) bzw. 300/s (bei Verwendung eines Inkremental-Magnetbandspeichers) geschehen. Für die weitere Auswertung können die so gespeicherten Meßwerte der EDV zugeführt werden.

5. Belastung der Versuchspersonen mit Gewichten

Dadurch, daß bei unseren Versuchen während statischer Belastung das Gewicht, dem die Versuchsperson das Gleichgewicht halten muß, direkt am Oberkörper angreift und nicht wie bei BASLER (1969) und CLAASSEN (1970), bei denen die Versuchspersonen mit ausgestreckten Armen die belastenden Gewichte hielten, befindet sich der Oberkörper in einer viel entspannteren Haltung, und die Arbeit der Lendenmuskulatur wird nicht durch die aufgebrachte Armtätigkeit verfälscht.

B. DISKUSSION DER ERGEBNISSE

Einer Deutung der gewonnenen Ergebnisse steht zunächst ein prinzipielles Problem im Wege.

Es zeigte sich nämlich in allen Versuchen, daß die geschriebenen Elektromyogramme von der Körperhaltung entscheidend abhängig waren. Ein Beispiel bietet Abb. 16, in der Elektromyogramme bei extrem unterschiedlichen Körperhaltungen ohne Schwingbelastung wiedergegeben sind. Bedauerlicherweise ist es darüber hinaus praktisch unmöglich, den Störfaktor Körperhaltung völlig auszuschalten. Es gelingt nicht, die Versuchsperson während der Schwingungsexposition in einer definierten Körperhaltung zu fixieren, da unwillkürlich die für die jeweilige Situation erträgliche Haltung eingenommen wird. Andererseits darf aus naheliegenden Gründen die Willkürmotorik nicht behindert werden.

Auf Haltungseinflüsse dürfte auch zurückzuführen sein, daß beispielsweise bei Versuchsperson 1 in Abb. 9A in einem Durchgang die größte elektrische Aktivität bei der Frequenz von 2,0 Hz auftritt, während sie in den beiden anderen Durchgängen bei 3,0 Hz liegt, also im Resonanzbereich des Körpers. Aus den gleichen Gründen mußte darauf verzichtet werden, die Elektromyogramme von der linken und rechten Ableitstelle getrennt auszuwerten. Auch hierbei wurde die Erfahrung gewonnen, daß je nach Körperhaltung beträchtliche Seitendifferenzen auftraten. Deshalb wurde die elektrische Aktivität des Muskels aus dem Durchschnittswert von beiden Ableitungsstellen zusammen ermittelt.

Auf die Bedeutung des Haltungseinflusses haben bereits BUSSE (1969), BASLER (1969) und CLAASSEN (1970) hingewiesen.

Auch bei deren elektromyographischen Messungen an Versuchspersonen, die allerdings vertikalen Sinusschwingungen ausgesetzt waren, ließ es sich nicht vermeiden, daß durch Haltungseinflüsse

bedingt einmal die linke, einmal die rechte Ableitseite eine stärkere elektrische Aktivität aufwies. Deshalb sahen sie sich gezwungen, die Elektromyogramme nicht für jede Ableitstelle getrennt, sondern beide zusammen auszuwerten. Nach DIECKMANN (1963) sind aber die Haltungseinflüsse bei vertikalen Sinusschwingungen größer als bei solchen in horizontaler Ebene. Dabei besteht ein Unterschied, ob die Schwingungen auf einen stehenden oder sitzenden Menschen einwirken. Die Haltungseinflüsse auf den sitzenden Menschen sind geringer.

Ein weiteres Problem betrifft die Feststellung, daß die Meßwerte der einzelnen Versuchspersonen nicht ohne weiteres miteinander verglichen werden können. Im wesentlichen ist dieser Umstand darauf zurückzuführen, daß die Amplitude des Elektromyogrammes von einer Anzahl von Faktoren abhängig ist, die bei den verschiedenen Versuchen niemals übereinstimmen. Zu diesen Faktoren zählen:

- der Übergangswiderstand zwischen Elektrode und Haut
- die Lage der Elektroden
- die Dicke des Fettgewebes
- der Zustand der Muskulatur
- die Empfindlichkeit der Versuchsperson der ausgesetzten Belastung gegenüber
- das persönliche Engagement der Versuchsperson den durchgeführten Versuchen gegenüber
- die tageszeitliche Schwankungen.

Die beobachtete Zunahme der elektrischen Aktivität unter zunehmender Steigerung der eingeleiteten Schwingungsfrequenz von 1,5 Hz bis 3,0 Hz läßt sich darauf zurückführen, daß die Versuchspersonen im oberen Frequenzbereich durch Resonanzerscheinungen im Bereich des Oberkörpers am stärksten in Mitleidenschaft gezogen werden.

Offen bleibt die Frage, welche muskulären Vorgänge diese Zunahme der elektrischen Aktivität verursachen.

Denkbar ist sowohl eine aktive Tätigkeit der Muskulatur, die der vorgegebenen horizontalen Sinusschwingung entgegenwirkt, als auch ein passiver Vorgang als Folge der Belastung.

Bei Vorliegen eines rein passiven Vorganges könnte eine Abhängigkeit der elektrischen Aktivität von dem Dehnungsgrad der Muskulatur bestehen. Durch die auf den Körper einwirkende Schwingung wird eine deutliche Flexion der Wirbelsäule verursacht. Sieht man sich daraufhin das direkte Elektromyogramm in Abb. 11 (obere Bildhälfte) an, so wird man zumindest eine passive Mitbeteiligung der Muskeln nicht ausschließen können. Im Moment des Wellentales der Beschleunigungskurve wird die Wirbelsäule am meisten nach hinten durchgebogen, d.h., der M. erector trunci erfährt die stärkste Dehnung. Daraus kann möglicherweise eine größere elektrische Aktivität resultieren, Während des Wellenberges der Beschleunigungskurve nimmt die Wirbelsäule wieder ihre normale Stellung ein oder wird etwas nach vorne durch gebeugt. Das wiederum bedeutet für den M. erector trunci eine weitgehende Entspannung. Die Muskelspindeln, die nur auf Dehnung ansprechen, zeigen in dieser Phase keine Aktivität.

Das normale Sitzen ohne Anlehnen und schon ohne Schwingungsbelastung wird durch eine mehr oder weniger starke Aktivität der Rückenmuskeln gewährleistet.

Elektromyographische Untersuchungen haben ergeben (DUPUIS, SCHMIDTKE, 1974); AKERBLOM (1963); W.F. FLOYD, J.S. WARD (1969); SCHOBERT (1962, 1969), daß bei aufrechter Sitzhaltung in Lordose die stärkste elektrische Aktivität, dagegen bei vermehrter Kyphose, also in einer entspannteren Sitzhaltung, eine wesentlich geringere elektrische Aktivität nachweisbar war.

Die in den Versuchen gemessene elektrische Aktivität setzt sich also aus zwei Komponenten zusammen: einmal aus dem Anteil, der aus der statischen Muskularbeit resultiert, die zum Aufrechtsitzen notwendig ist und zum anderen aus

dem Anteil, der durch das Verhalten unter Schwingbelastung als Folge der Dehnung des M. erector trunci und der reaktiven Arbeit zur Stabilisierung der Haltung entsteht.

Der Grad der Durchbiegung der Wirbelsäule ist außer von der vorgegebenen Frequenz hauptsächlich von der Amplitude des Schwingweges abhängig. Das wird durch Aussagen von BERTHOLZ (1965) bestätigt, der bei zunehmender Schwingwegamplitude eine verstärkte Synchronisation des Elektromyogrammes mit der vorgegebenen Schwingung feststellte.

Da aber bei diesen Versuchen nach Tab. 2 der Schwingweg bei steigender Frequenz abnahm, um die gleiche Beschleunigung zu erhalten, muß die bei 3,0 Hz bzw. 3,5 Hz nachgewiesene größte Muskelaktivität auf die Resonanz des Oberkörpers und die damit zusammenhängende Muskelarbeit zur Stabilisierung zurückgeführt werden. Mit weiter steigender Frequenz fällt die elektrische Aktivität auf ein niedrigeres Niveau ab, da zum einen die Versuchsperson wieder den Resonanzbereich verläßt, zum anderen wird die Wirbelsäule nicht mehr so weit flexiert, d.h. die Muskulatur wird weniger gedehnt und somit der Anteil der elektrischen Aktivität geringer, der passiv durch die Schwingbelastung entstanden ist. Hiermit ist also auch die Abnahme der elektrischen Aktivität der Muskulatur bei höheren Schwingungsfrequenzen erklärbar.

Weiter ist noch die Zunahme der elektrischen Aktivität vom 1. Durchgang der Schwingungsreihe mit 6 verschiedenen horizontalen Sinusschwingungen zum 2. und vom 2. zum 3. Durchgang zu deuten. Als Faktoren dafür kommen zunächst einmal die auftretende Ermüdung in Frage, dann Schwankungen im tageszeitlichen Rhythmus, die ausschlaggebend sein können. Schließlich ist auch denkbar, daß die Versuchsperson mit der Zeit eine verkrampftere Haltung einnimmt, was bedeutet, daß die gleichen Schwingungsexkursionen bzw. Verbiegungen der Wirbelsäule zu einer stärkeren Dehnung der Muskulatur führen und so zu einer verstärkten elektrischen Aktivität Anlaß geben. Es werden mehr motorische Einheiten aktiv, um den Belastungen standzuhalten.

Das gleiche Phänomen tritt auch bei den Messungen während statischer Belastung in Erscheinung. Die erhaltenen Werte der Messung abends sind meistens im Vergleich mit denen der statischen Belastungsreihe morgens zumindest gleich hoch, ansonsten mit einer Ausnahme (bei Versuchsperson 7 liegen die Werte abends niedriger als morgens) höher als die der morgentlichen Belastungsreihe.

Die Frequenzanalyse der Elektromyographie bringt ein Ergebnis, mit dem eigentlich nicht gerechnet wurde. Da man doch annehmen kann, daß bei steigender Belastung auch die Anzahl der feuernnden motorischen Einheiten steigt, würde man erwarten, daß mit steigender Belastung auch die Frequenz des Elektromyogrammes zunimmt. So wurde z.B. mit einer Nadelelektrode in Ruhe eine Frequenz von 5 - 7 pro sec, bei maximaler Willkürinnervation eine Frequenz von bis zu 50/s gemessen (DRECHSLER, 1964).

Die Tatsache, daß bei den hier ermittelten Ergebnissen die Frequenzen des EMG trotz steigender Belastung nicht zunehmen, ist wahrscheinlich durch die Verwendung von Oberflächen Elektroden zu erklären. Die Frequenzen der erfaßten motorischen Einheiten werden hier nicht addiert, sondern führen zu Interferenzen. Es wird vielmehr nur die Amplitude des Frequenzspektrums durch Addition der Spannung verändert (Summationspotential). Das geschieht in dem Sinne, daß bei zunehmender Belastung zwar die Amplitude der Frequenzanalyse erhöht wird, die Frequenzzusammensetzung sich aber nicht ändert. Die Ergebnisse, die aus den Mittelwerten der Elektromyogramme gewonnen wurden, werden dadurch bestätigt.

Für die in dieser Arbeit durchgeführten elektromyographischen Versuche kann nach Auswertung der Diagramme und nach Vorliegen der statistisch berechneten Ergebnisse abschließend festgestellt werden: trotz der vielen Einflußfaktoren, die sich nur sehr schwer ausschalten lassen (Körperhaltung, psychomotorische

Einflüsse, tageszeitliche Schwankungen, etc.), ist die Elektromyographie durchaus als eine indirekte Methode zur Auf-
findung eines objektiven Maßstabes zur Beurteilung der Be-
anspruchung des Menschen während der Einwirkung horizonta-
ler Sinusschwingungen anzusehen. Die Elektromyographie kann
daher neben den anderen bereits untersuchten physiologischen
Parametern, die oben erwähnt wurden, bei den verschiede-
sten Fragestellungen der Physiologie, der Arbeits- und Sport-
medizin und der Ergonomie wertvolle Hinweise liefern.

Im Hinblick auf die verschiedenen Einflußfaktoren ist eine mehr-
faktorielle Versuchsanstellung und Auswertung ratsam.

Die Versuche machten deutlich, daß diejenigen Schwingungen,
die außerhalb des Resonanzbereiches des Körpers liegen, für
die Versuchsperson wesentlich leichter erträglich sind als
die Schwingungen, die durch ihre Frequenz noch zusätzlich
Eigenschwingungen des menschlichen Körpers verursachen.
Daraus resultiert dann die gesteigerte elektrische Aktivität.

Obwohl der Mensch keinen spezifischen Schwingungsrezeptor be-
sitzt, zeigt Abb. 11 (obere Bildhälfte), daß er sich auf
diese für ihn ungewohnten horizontalen Sinusschwingungen
ökonomisch einstellen und ihnen in schwingungssynchroner
Reaktionsform begegnen kann.

In der Umwelt des Menschen kommen jedoch nur selten reine
vertikale oder reine horizontale Sinusschwingungen vor. Vielmehr
handelt es sich meistens um stochastische (regellose) Schwingungs-
verläufe (Bild 11, untere Bildhälfte). Der Auto-, Traktor-
oder Baumaschinenfahrer z.B. ist ihnen täglich ausgesetzt,
kann jedoch auf den nicht vorhersehbaren Schwingungsverlauf
nicht ökonomisch, sondern nur durch statische Muskelan-
spannung reagieren.

Aus der Erkenntnis heraus, daß der menschliche Körper, falls
er mechanischen Schwingungen ausgesetzt ist, am meisten durch
diejenigen Schwingungsfrequenzen beansprucht wird, die in

seinem Resonanzbereich liegen, den Körper also aufschaukeln und ihn in Eigenschwingungen versetzen, ist folgendes zu fordern:

Es muß das Bestreben der Fahrzeugindustrie sein, für ihre Fahrzeuge solche Federungs- und Dämpfungssysteme zu entwickeln, durch die das Auftreten von Schwingungsfrequenzen, die im Resonanzbereich des menschlichen Körpers liegen, weitgehend reduziert oder gänzlich verhindert wird.

Dazu könnten elektromyographische Untersuchungen beitragen. Denn nachdem bereits der Schwingungseinfluß vertikaler und horizontaler Sinusschwingungen untersucht worden ist, wäre es jetzt von Nutzen, die bisher gewonnenen Erkenntnisse zu vertiefen, indem man ähnliche Versuche anstellt für den stochastischen Schwingungsbereich, dem der Mensch durch die Technik hauptsächlich gegenübergestellt ist. Man wird so anhand der elektromyographischen Ergebnisse einen Einblick in das Ausmaß der Beanspruchung der verschiedenen Probanden bekommen. Dabei ist es gleichzeitig möglich, bei Fahrzeugen desselben Typs, aber mit unterschiedlichen Federungssystemen, unter sonst gleichen Versuchsbedingungen den Typ herauszufinden, der den Probanden am wenigsten belastet, ihn dadurch weniger ermüdet und leistungsfähiger macht.

VI. Z U S A M M E N F A S S U N G

Insgesamt 10 Versuchspersonen im Alter von 16 bis 26 Jahren wurden wiederholt einer definierten Folge von 6 verschiedenen Schwingungsfrequenzen in aufrecht sitzender Haltung ausgesetzt. Es handelte sich um horizontale Sinusschwingungen im Bereich von 1,5 Hz bis 4,0 Hz. Die Beschleunigung wurde konstant gehalten. Die Ableitung des integrierten Elektromyogrammes erfolgte auf dem Muskelwulst des M. erector trunci rechts und links neben L_1 .

Es ließ sich zeigen, daß die Ergebnisse von starken Einflußgrößen, wie Körperhaltung, tageszeitlichen Schwankungen, aktivem Engagement der Versuchsperson, sowie weiteren Faktoren abhängig sind.

Die experimentell gewonnen Befunde wurden einer statistischen Varianzanalyse zugeführt.

Als wesentliches Ergebnis der Untersuchungen kann festgestellt werden:

Die Reaktion der Versuchspersonen auf die Schwingungserregung ist schwingungssynchron, d.h. je höher die Amplitude des Elektromyogrammes wird, um so mehr nähert sich die Schwingungsfrequenz dem Resonanzbereich des Körpers. Nach Verlassen des Resonanzbereiches nimmt die Amplitudenhöhe wieder langsam ab. Es läßt sich nachweisen, daß die Schwingungsfrequenzen, die eine Resonanz des Körpers hervorrufen, den Menschen am stärksten belasten.

Die Untersuchungen ergänzen Befunde aus dem Schrifttum, die mit anderen physiologischen Parametern bei ähnlichen Fragestellungen gewonnen wurden. Sie erlauben die Aussage, daß die Elektromyographie als Kriterium für die Muskelbeanspruchung des Menschen während der Belastung durch mechanische Schwingungen angesehen werden kann.

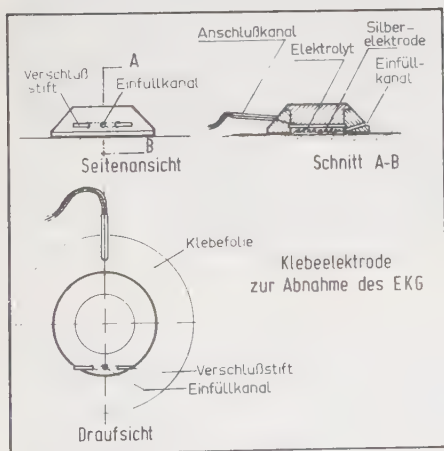


Abbildung 1

Schwingtisch, der von einem Kolben eines Hydraulikzylinders in horizontaler Richtung bewegt werden kann. Die Hydropulsanlage, die dieses System betreibt, befindet sich in einem abgesicherten Nebenraum

Abbildung 2

Darstellung der verwendeten Elektroden im Maßstab 2 : 1



Die Seitenansicht zeigt den Einfüllkanal für die Elektrodenpaste mit seinem Verschlußstift. Der Stift ist quer durch bohrt und kann durch eine Drehung um 90 Grad den Zugang zum Hohlraum der Elektrode verlegen.

Im Querschnitt erkennt man den Aufbau der Elektrode, die Lage der Silberplatte mit dem abführenden Kabel und die Elektrodenpaste, die durch den Einfüllkanal zwischen Haut und Silberplatte gebracht werden ist. Mit einem doppel-seitigen Klebering wird die Elektrode an der Haut befestigt

Abbildung 3

Registriergeräte:

a) Kathodenstrahloszilloskop zur dauernden Kontrolle der elektrischen Potentiale

b) Tonfrequenzanalysator mit Schreiber

c) Magnetbandspeicher

Das auf dem Magnetband gespeicherte direkte Elektromyogramm wird in den Tonfrequenzbereich transformiert und dadurch kann die Frequenzzusammensetzung des Elektromyogrammes mit Hilfe des Schreibers sichtbar gemacht werden.

d) Oszilloscript

e) Beckman - Myo - Verstärker und -Integrator

Die in den Beckman-Myo-Integrator eingeleiteten elektrischen Potentiale werden integriert und verstärkt. Die Aufzeichnung der integrierten und verstärkten Potentiale erfolgt auf dem Oszillograph.

Abbildung 4

Füllen der aufgeklebten Elektroden mit Elektrodenpaste. Mit einer Rekordspritze wird Elektrodenpaste durch den Verschließbaren Einfüllkanal zwischen Silberplatte und Haut gebracht.

Abbildung 5

Versuchsanordnung bei Ableitung der Elektromyogramme während statischer Belastung.

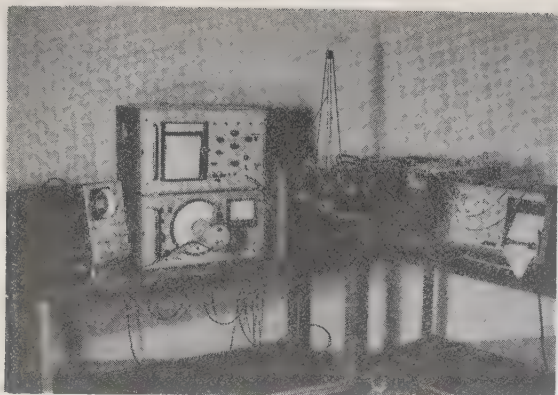


Abbildung 3



Abbildung 4



Abbildung 5



Abbildung 6

Lage der gefüllten Elektroden



Abbildung 7

Blick von hinten auf Schwingtisch
und Versuchsperson.

Die Versuchsperson in vorgeschrie-
bener aufrechter Haltung.

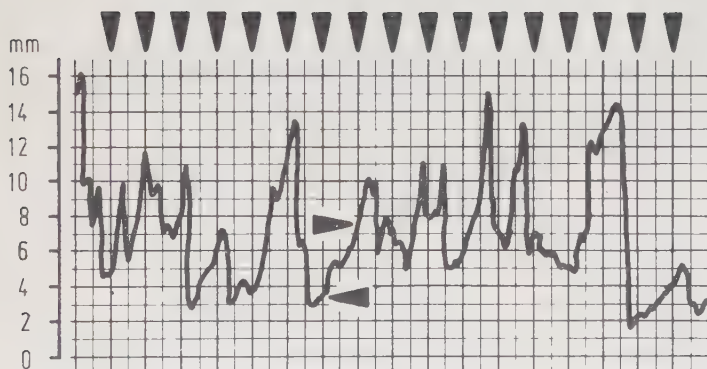


Abb. 8

Auswertungsverfahren zur Gewinnung der Amplitudenwerte der integrierten Elektromyogramme. Es werden jeweils 40 Werte abgelesen im Abstand von 2 mm (entspricht dem Abstand zwischen zwei Markierungspfeilen) am Schnittpunkt der Senkrechten des Millimeterpapiereres mit der Kurve der integrierten Elektromyogramme (kenntlich durch waagerechte Pfeile).

Der Amplitudenwert ergibt sich aus dem Abstand der so gefundenen Schnittpunkte von der Nulllinie.

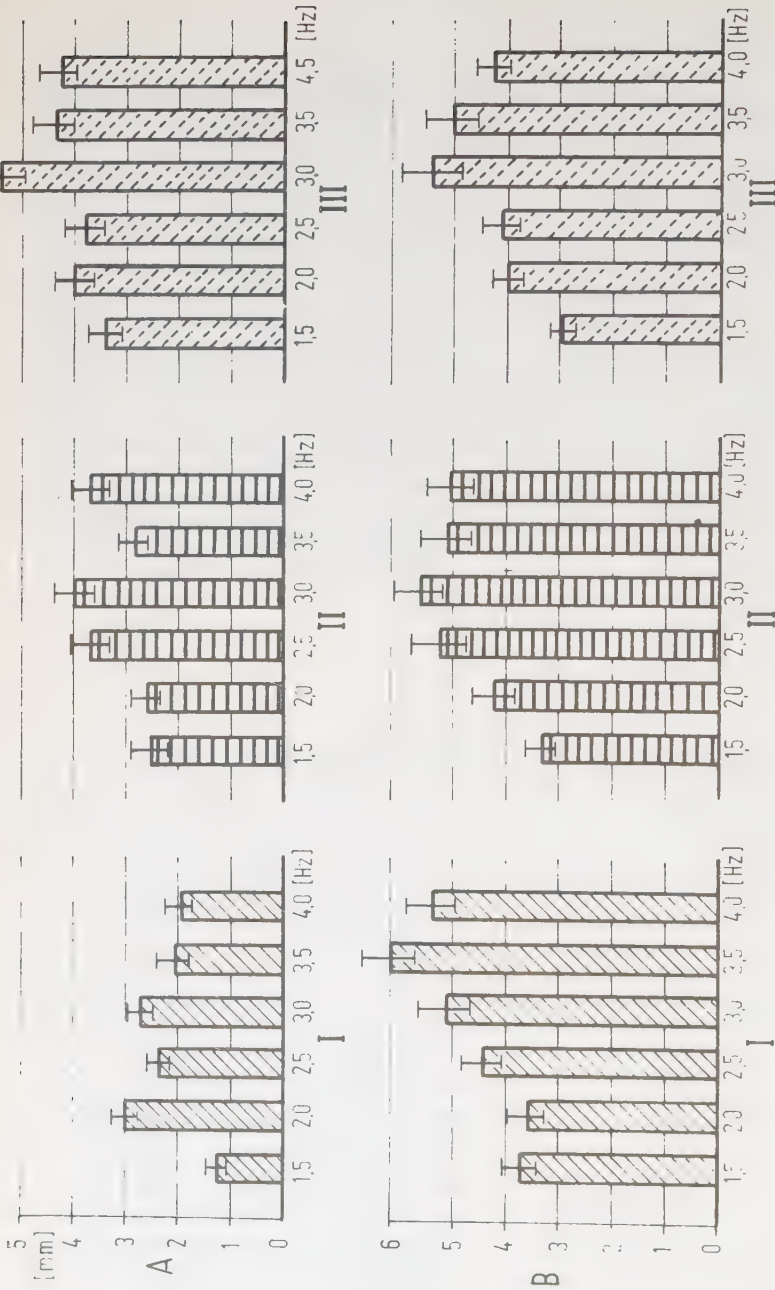


Abb. 9

Amplituden (Mittelwert + Konfidenzbereich 1 %) der integrierten Elektromyogramme, dargestellt am Beispiel zweier Versuchspersonen (A = Vp 1; B = Vp 3). Die römischen Ziffern kennzeichnen die Reihenfolge der Durchgänge.
 Ordinate: Amplitude des integrierten Elektromyogrammes (mm)
 Abszisse: Schwingungsbelastung (Hz)

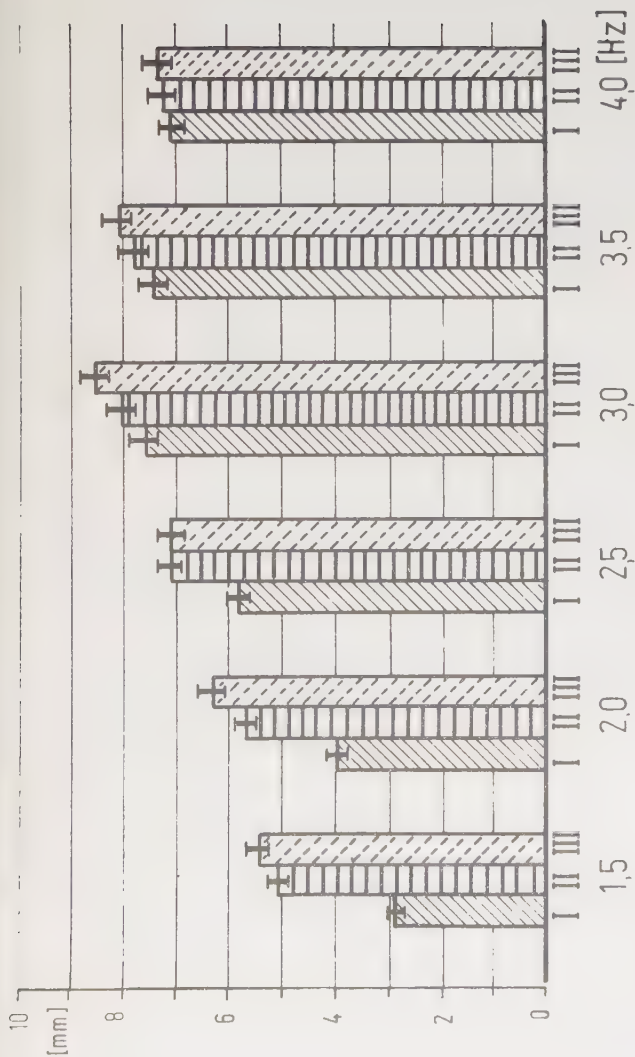


Abb. 10

Amplituden der integrierten Elektromyogramme.

Ergebnisse aller 10 Versuchspersonen für den jeweils entsprechenden Schwingungsversuch (Mittelwert mit Konfidenzbereich 1 %). Die römischen Ziffern kennzeichnen die Reihenfolge der Durchgänge.

Ordinate: Amplitude des integrierten Elektromyogrammes (mm)

Abzisse: Schwingungsbelastung (Hz)

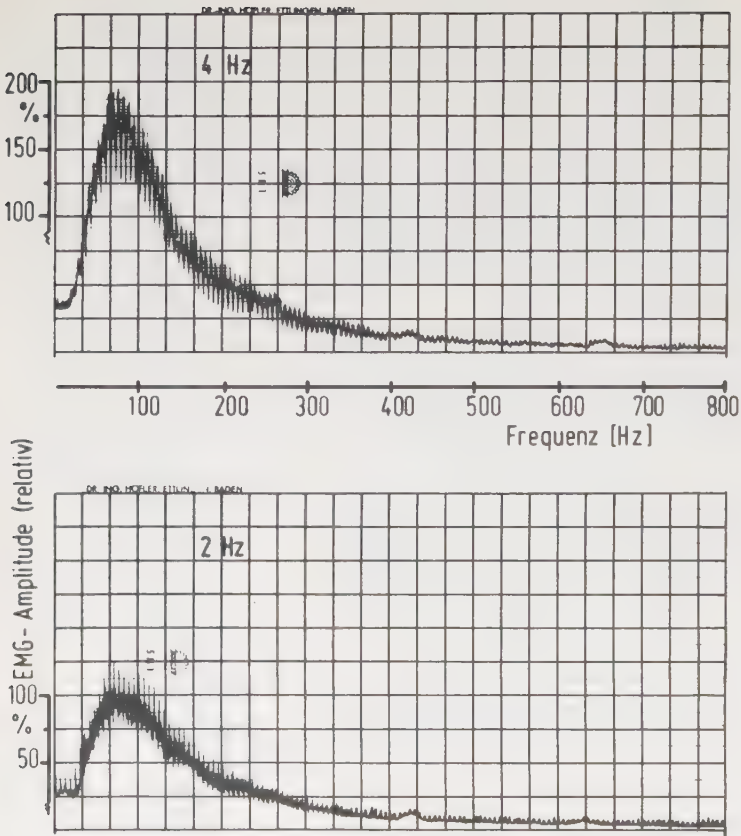


Abb. 11

Frequenzanalysen der Original-Elektromyogramme bei horizontalen mech. Schwingungen mit 2Hz und 4Hz
- EMG am Musculus erector trunci, L_1/L_2 links -

Oben: bei Schwingungsbelastung von 4 Hz

Unten: bei Schwingungsbelastung von 2 Hz

Ordinate: EMG-Amplitude in rel. %.

Abszisse: vorkommende Frequenzen des Elektromyogrammes in Hz.

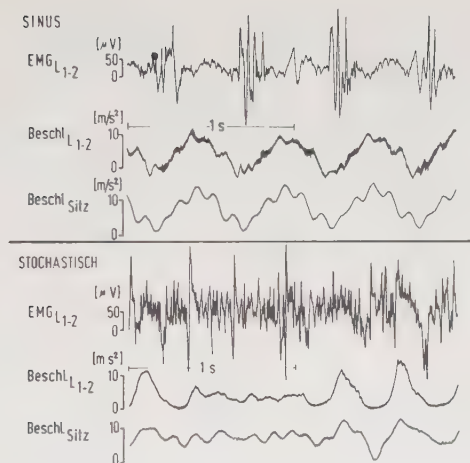


Abb. 12

Obere Bildhälfte:

Synchrone Abhängigkeit der elektrischen Aktivität (EA) des Muskels von der Sinusschwingung.

Untere Bildhälfte:

Bei stochastischen Schwingungsverläufen ist keine Synchronisation erkennbar.

EMG_{L1/2} : Direktes Elektromyogramm, abgeleitet vom M. erector trunci neben L₁ - L₂.

Beschl.: Beschleunigung (gemessen einmal neben der Ableitstelle, zum anderen direkt am Sitz).

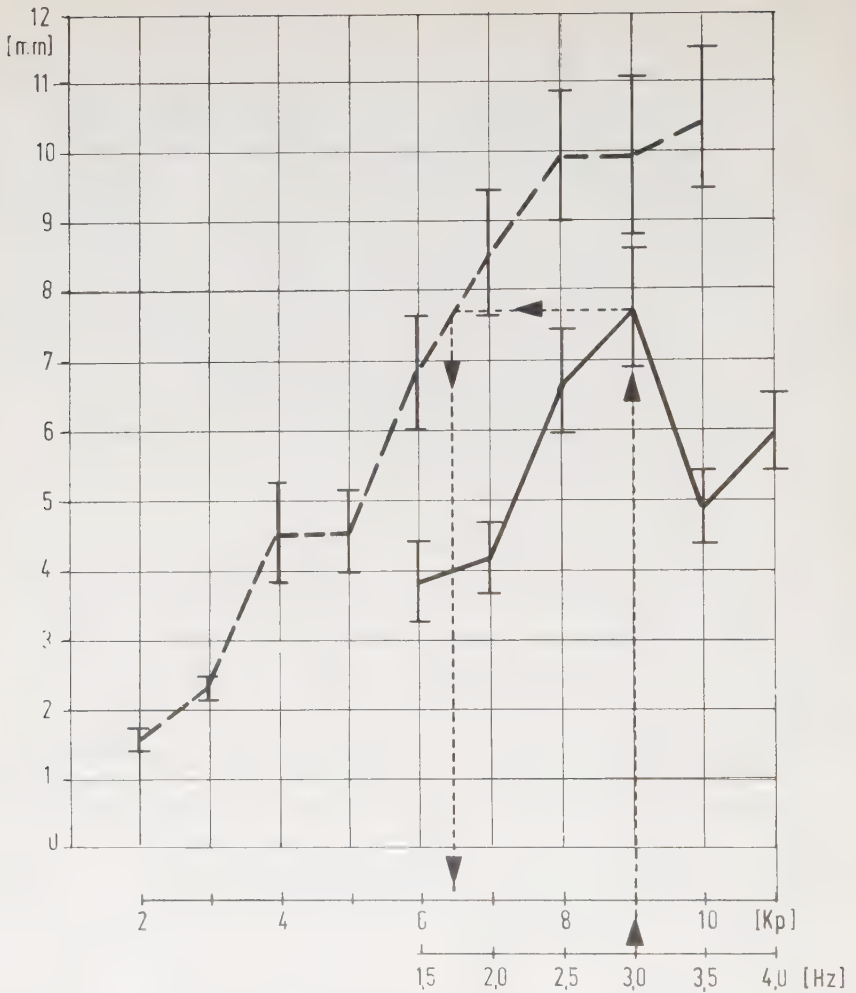


Abb. 13

Verfahren zum Aufsuchen eines Vergleichswertes zwischen der dynamischen Belastung durch Schwingungen und der statischen Belastung mit Gewichten.

Ordinate: Amplitude der integrierten Elektromyogramme (mm),
(Mittelwert + Konfidenzbereich 1 %).

Abszisse: Obere Skala: Belastung mit Gewichten (kp),
Untere Skala: Schwingungsbelastung (Hz).

Für jede Versuchsperson wurden in der dargestellten Weise sowohl die Kurve der Amplituden (Mittelwert + Konfidenzbereich 1 %) der integrierten Elektromyogramme der dynamischen Schwingungsbelastungsreihe als auch die der statischen Belastungsreihe eingetragen. Hier kann man in der durch die Pfeile angedeuteten Hz-Skala ausgehen und auf der kp-Skala den dazugehörigen Wert in kp ablesen.

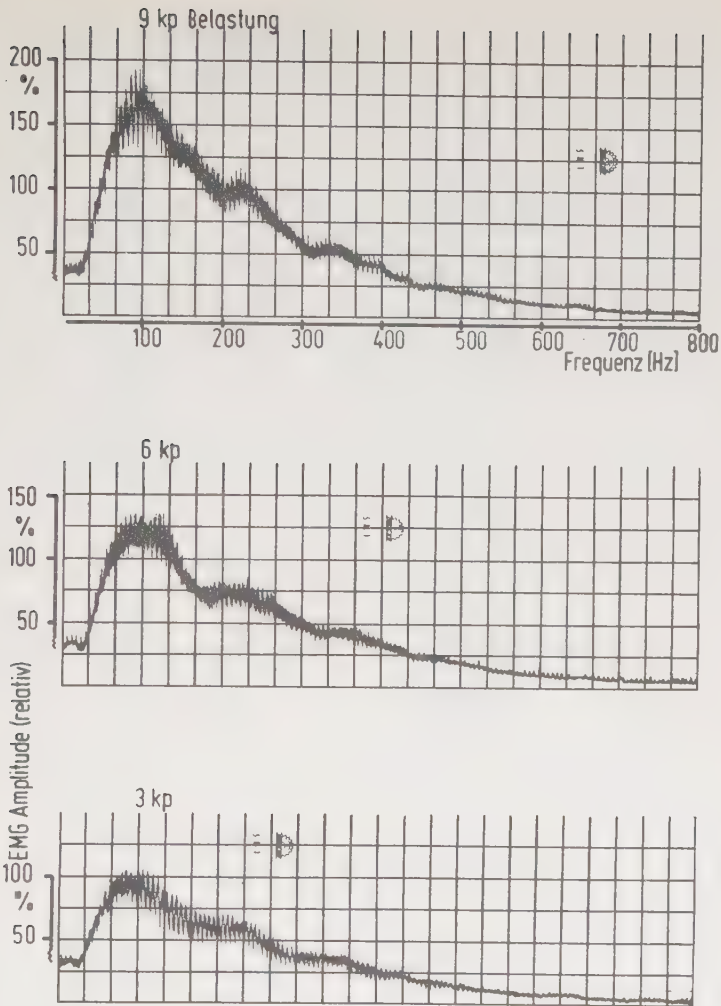


Abb. 14

Frequenzanalysen der Original-Elektromyogramme bei statischer Arbeit

- EMG am Musculus erector trunci. L_1/L_2 links -

Oben: bei statischer Belastung mit 9 kp,

Mitte: bei statischer Belastung mit 6 kp,

Unten: bei statischer Belastung mit 3 kp.

Oridnate: EMG-Amplitude in rel. %.

Abszisse: vorkommende Frequenzen des Elektromyogrammes in Hz.

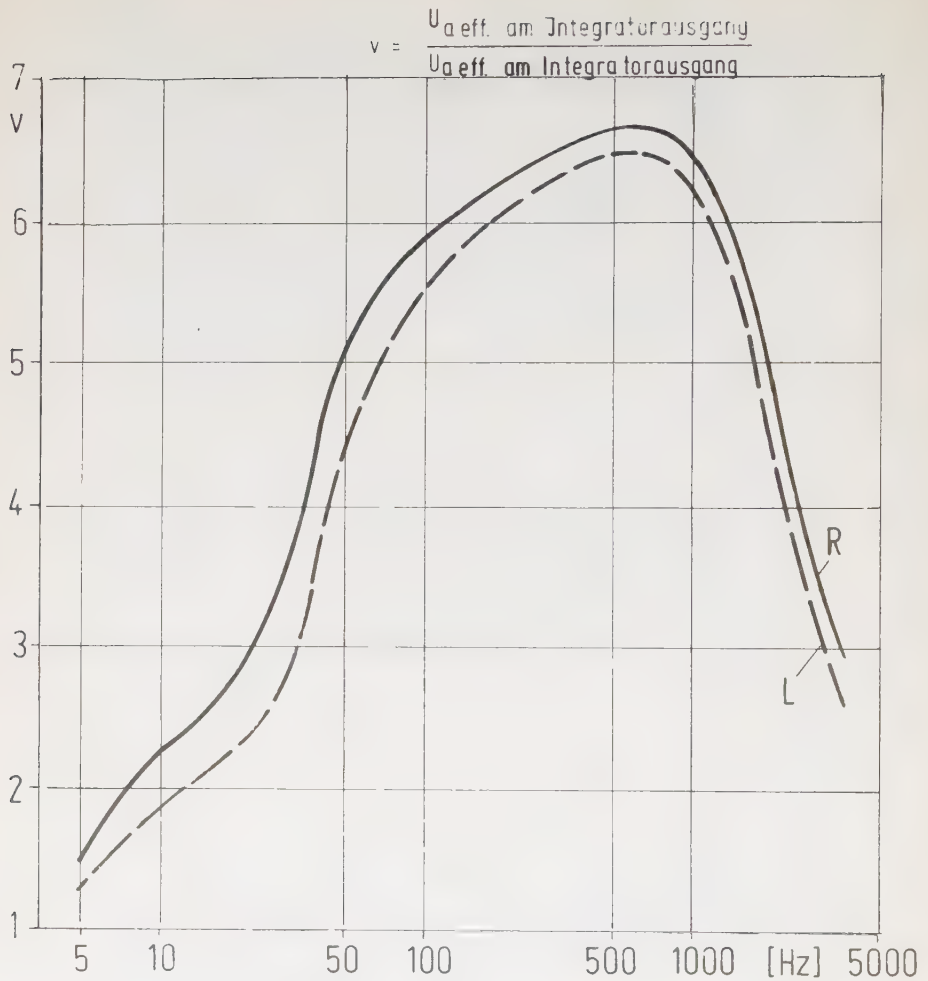


Abb. 15

Arbeitsweise der Beckman - Integratoren.

L = Integrator für die linke, R = Integrator für die rechte Ableitseite der Elektromyogramme. Dargestellt auf logarithmischem Papier.

Ordinate: Verstärkungsfaktor v

Abszisse: eingegebene Sinusschwingungen (Hz)

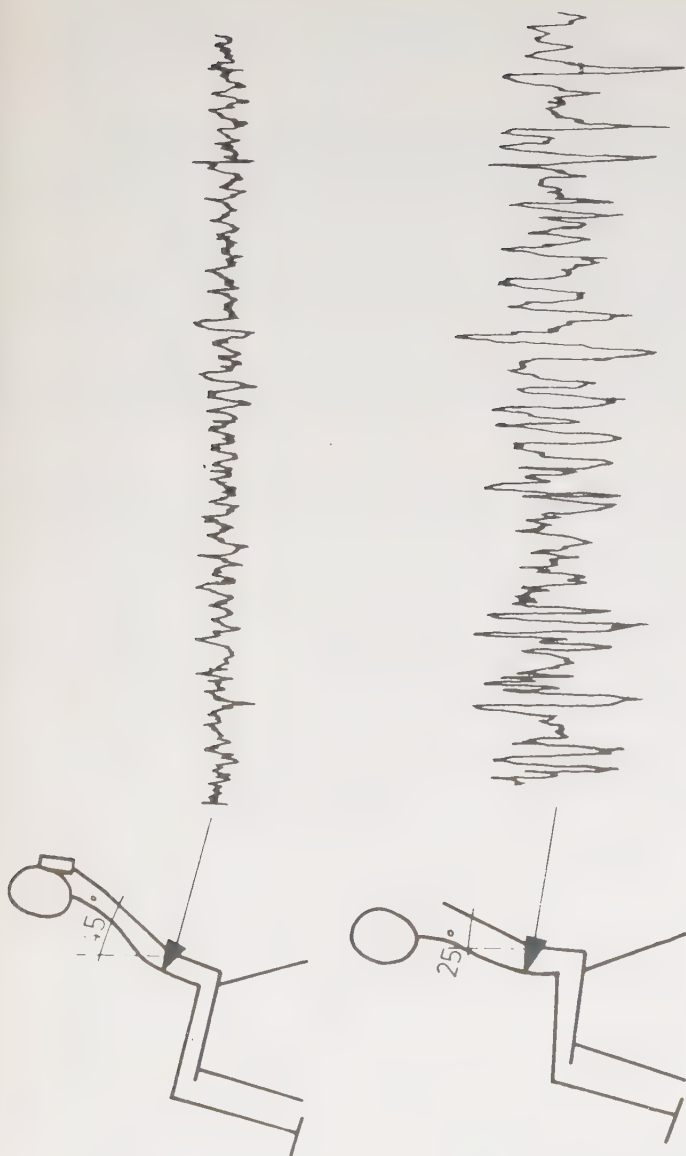


Abb. 16

Direkt abgeleitetes EMG im Sitzen

oben: bei um 45 Grad zurückgeneigter Rückenlehne

unten: bei um 25 Grad zurückgeneigter Rückenlehne

VIII. L I T E R A T U R V E R Z E I C H N I S

- AKERBLOM, B.: Anatomische und physiologische Grundlagen zur Gestaltung von Sitzen. In: GRANDJEAN, E.: Sitting posture - Sitzhaltung - posture assise, Taylor & Francis Ltd. London (1969), S. 6
- BASLER, H.: Der Einfluß von vertikalen Sinusschwingungen auf den sitzenden Menschen. (Fahrleistungsmessung und elektromyographische Untersuchungen der Nacken- und Lendenmuskeln) Dipl.arb. am Institut für Arbeitsphysiologie der TH München (1969), S.27
- BERGMANN, O.: Objektivierung der Atembewegung durch Elektorthorakografie und Elektromyografie. - Ein Beitrag zum Dyspnoeproblem. Physik. Med. u. Rehabilitation, 10 (1969), S.255
- BERTHOLZ, A. u. A. LAVILLE: Etude biomécanique et electromyographique des mouvements de la tête. In: Effects physiologiques des vibrations. Laborat. Physiol. Travail, 36 (1965), S.3
- BRAUER, B.M., A. MANDELKORW, I. IWANOFF, F. BEUKER u. G.WITTEKOPF: Elektromyographische Analysen zur Sicherung von Leistungstests, Med. u. Sport 10 (1970), S.302
- BRUSSATIS, F.: Elektromyographische Untersuchungen der Rücken- und Bauchmuskulatur bei idiopathischen Skoliosen. In: Die Wirbelsäule in Forschung und Praxis. Hippokrates, Stuttgart, (1962), S.39
- :Schädigungen der Wirbelsäule verursacht durch das Motorfahrzeug, Gesichtspunkte des Orthopäden. Automobil-Club der Schweiz, 11. Vortragstagung, Lausanne (1967), S.50
- BUCHTHAL, F.: Einführung in die Elektromyographie, Urban-Schwarzenberg-Verlag, München - Berlin, 39 (1958), S.7
- :Grundlagen und klinische Bedeutung der Elektromyographie. Verh. Deutsch.Ges. Inn. Med. 71 (1965), S.139
- :Zur Deutung des Elektromyogramms, Berl. Med. 12 (1961), S.127
- BUSSE, D.: Die Messung des Muskeltonus in der Rücken- und Nackenmuskulatur und die Messung der Fahrleistung des Menschen bei Belastung durch Schwingungen im Bereich 0 - 10 Hz. Dipl.arb. am Institut für Arbeitsphysiologie der TH München (1970), S.46
- CLAASSEN, C.D.: Über die Schwingungsbelastung und Beanspruchung von Schlepperfahrern und ihre Verminderung. Dissertationsarbeit an der TH München, (1970), S.102
- DIECKMANN, D.: Einfluß horizontaler mechanischer Schwingungen auf den Menschen. Internat. Z. angew. Physiol. einschl. Arbeitsphysiol., 17, (1958), S.83
- :Über die Einwirkung mechanischer Schwingungen auf den Menschen. Fachberichte aus der sozialen Betriebspraxis Nr. 3 (1963), S.5

- DIRNAGEL, K.: Methodische Hinweise zur Gewinnung quantitativ auswertbarer Elektromyogramme mit Hautelektroden. Arch. Phys. Ther., 15.J., 6 (1963)
- DRECHSLER, B.: Elektromyographie mit 44 Abb., Verlag Volk u. Gesundheit, Berlin (Ost), 44 (1964), S.19
- DUPUIS, H.: Zur physiologischen Beanspruchung des Menschen durch mechanische Schwingungen. Fortschrittsberichte der VDI-Verlags GmbH Düsseldorf - Z. 11, 7 (1969), S.5
- DUPUIS, H. u. H.A. BROICHER: Servo-hydraulischer Schwingtisch zur Simulierung von Fahrzeugschwingungen und von stochastischen Abläufen für arbeitsmedizinische Probleme. ATZ (Automobiltechnische Zschr.) 68, 2 (1966), S.1
- DUPUIS, H. u. H. SCHMIDTKE: Sitze und Konsolen. In: Ergonomie 2, Carl Hauser Verlag, München (1974) im Druck
- EIFF, A.W., H.J.JESDINSKY u. H. JÖRGENS: Die Oberflächenmyographie in der inneren Medizin. München Med. Wschr. 104 (1962), S.788
- :
- v. EIFF, A.W.: Zentralnervöse Beeinflussung des Elektromyogramms. Verh. Deutsch.Ges. Inn.Med., 71 (1965), S.161
- ESSLEN, E. u. W. PAPST: Die Bedeutung der Elektromyographie für die Analyse von Motilitätsstörungen der Augen. Basel - N.Y., S. Karger, 168 (1961)
- FLOYD,W.F. and J.S. WARD: Anthropometric and physiological considerations in school, office and factory seating. In: GRANDJEAN, E.: Sitting posture - Sitzhaltung - posture assise. Taylor & Francis Ltd. London (1969), S.18
- GÖPFERT, H.: Gibt es "rein geistige" Arbeit? Die Umschau in Wissenschaft u. Technik, 19 (1957), S.589
- :Physiologische Grundlagen der Elektromyographie. Arch. Phys. Ther., 15.J., 6 (1963)
- HETTINGER, Th.: Der Einfluß sinusförmiger Schwingungen auf die Skelettmuskulatur. Internat. Z. angew. Physiol. einschl. Arbeitsphysiol, 16, (1956), S.192
- HORNICK, R.J., CH. A. BOETTCHER and A.K. SIMONS: The effect of low frequency, high amplitud, whole body, longitudinal and transverse vibration upon human performance. Bostrom Research Laboratories, 54 (1961), S.14
- JÖRGENS, H.: Die Bedeutung des Myointegrals in der Elektromyographie. Arch. Phys. Ther., 15.J., 6 (1963)
- JUNG, R.: Neurophysiologische Untersuchungsmethoden, Die Elektromyographie u. Myographie, Handbuch der inn. Med.V.1 Springer, Berlin-Göttingen-Heidelberg (1953)
- KEIDEL, W.D.: Vibrationsreception - Der Erschütterungssinn des Menschen. Erlanger Forschungen, Reihe B: Naturwissenschaften Band 2, 154 (1956), S.10

KRAUSE, H.: Das schwingungsmechanische Verhalten der Wirbelsäule. Internat. Z. angew. Physiol. einschl. Arbeitsphysiol. 20, (1963)

LAURIG, W.: Elektromyographie als arbeitsphysiologische Untersuchungsmethode der Ermüdung bei statischer Arm-Arbeit. Schriftenreihe Arbeitsmedizin - Sozialmedizin - Arbeitshygiene, 16, (1967), S.134

- :Elektromyographie als arbeitswissenschaftliche Untersuchungsmethode zur Beurteilung von statischer Muskelarbeit. Schriftenreihe "Arbeitswissenschaft" Band 1 Beuth-Vertriebs GmbH (Berlin, Köln, Ffm) (1970), S.30

LUDIN, H.P.: Das Elektromyogramm, Schweiz. med. Wschr. 99 (1970) S. 1453

NACHEMSON, A.: Elektromyographic studies on the vertebral portion of the psoas muscle with special reference to its stabilizing function of the lumbar spine. Acta orthop. Scandinav. 37, (1966), S.117

SCHOBERTH, H.: Sitzhaltung - Sitzschaden - Sitzmöbel. Springer, Berlin - Göttingen - Heidelberg, 194 (1962), S.88

- :Die Wirbelsäule von Schulkindern - Orthopädische Forderungen an Schulsitze. In: GRANDJEAN, E.: Sitting posture - Sitzhaltung - posture assise, Taylor & Francis Ltd. London (1969) S.98

SJØFLOT, L. u. H. DUPUIS: Frequenzspektren der auf den Fahrer einwirkenden mechanischen Schwingungen bei Ackerschleppern und Mähdreschern. Grundle. Landtechn. Band 18, Nr. 5 (1968) S.227

SPRENG, M., P. BUMM u. M.E. WIGAND: Ein elektronisches Verfahren zur statischen Auswertung von Elektromyogrammen mit Hilfe von Dauer- und Intervallhistogrammen. Pflügers. Arch. 298 (1968), S.271

STEINBRECHER, W.: Elektromyographie in Klinik und Praxis. Georg Thieme Verlag, Stuttgart, 112 (1965), S.3

Für die Überlassung der Arbeit, die Betreuung
und wertvollen Hinweise möchte ich Herrn Prof.
Dr. H.R. Vogel und Herrn Prof.Dr. H.Dupuis meinen
aufrichtigen Dank aussprechen.

Herrn Prof. Dr. L. Horbach und Frau D. Müller
danke ich für die statistische Betreuung der
Arbeit.

L E B E N S L A U F

Ich bin am 10. September 1946 in St.Wendel als Sohn des Zahnarztes Dr. Hermann Weiner und seiner Frau Ingeborg, geb. Anhut geboren. In meiner Heimatstadt Bad Kreuznach legte ich nach dem Besuch der Volksschule und der Alt-sprachlichen Abteilung des Staatlichen Gymnasiums am 17. 2. 1966 das Abitur ab.

Im Sommersemester 1966 begann ich an der Mainzer Johannes Gutenberg - Universität das Studium der Medizin. Nach drei Semestern bestand ich das Vorphysikum, nach drei weiteren Semestern das Physikum. Am 30. 6. 1972 habe ich die Ärztliche Prüfung bestanden.

An meiner Doktorarbeit arbeite ich seit dem Sommersemester 1969. Seit September 1972 bin ich als Medizinalassistent im Kreiskrankenhaus Grünstadt tätig.

